



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**BEZKONTAKTNÍ MĚŘENÍ A ANALÝZA VITÁLNÍCH
PARAMETRŮ**

NON-CONTACT MEASUREMENT AND ANALYSIS OF VITAL SIGNS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jana Kolářová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2017

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Jana Kolářová

ID: 174773

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Bezkontaktní měření a analýza vitálních parametrů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s možnostmi bezkontaktního snímání vitálních parametrů člověka pomocí video kamery a udělejte literární rešerši na toto téma. 2) Konkrétní přístup si blíže nastudujte a navrhnete metodiku měření vybraného parametru. 3) Navržený postup implementujte v programovém prostředí MATLAB. 4) Provedte testování vytvořené metody na experimentálních datech. 5) Provedte diskusi dosažených výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost aplikovaného řešení. 6) K vytvořeným programovým funkcím sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KUMAR, M., et al. DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera. Biomedical Optics Express, 2015, 6(5): 1565-1588.

[2] TARASSENKO, L., et al. Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and autoregressive models. Physiological Measurement, 2014, 35: 807-831.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tématem této práce je zpracování videa obličeje za účelem detekce vitálních parametrů – byla zvolena tepová a dechová frekvence. Účelem je bezkontaktní a bezbolestná metoda pro stanovení těchto parametrů jak pro jednodušší získání těchto údajů u novorozenců, tak přirozenější hodnoty bez vlivu případného podvědomého strachu z přístrojů. Nebo také jako metoda ověření ergonomie práce, stresu na pracovišti v závislosti na pravidelnosti rytmů zmíněných parametrů. Řešení bylo zaměřeno na testování funkce navrženého algoritmu a přesnosti při různých akvizičních podmínkách. Podařilo se reálně ověřit spolehlivost metody za definovaných podmínek snímání.

KLÍČOVÁ SLOVA

Video záznam, vitální parametry, nezávislá analýza komponent, PSD, akviziční podmínky

ABSTRACT

The theme of this bachelor's thesis is to process the video record of a human face to detect vital parameters - heart rate, respiratory rate were chosen. The purpose is a contactless and painless method to determine these parameters, both for the simpler gain of these data in newborns and more natural values without the influence of any subconscious fear of the devices. Or as a method of verifying work ergonomics, workplace stress, depending on the regularity of the rhythms of these parameters. The solution has been focused on testing its function and accuracy under various acquisition conditions, and has been able to reliably verify its reliability under defined scanning conditions.

KEY WORDS

Video record, vital parameters, independent component analysis, power spectral density , acquisition parameters

KOLÁŘOVÁ, J. *Bezkontaktní měření a analýza vitálních parametrů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 38 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Bezkontaktní měření a analýza vitálních parametrů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

1	ÚVOD.....	1
2	VITÁLNÍ PARAMETRY – VÝVOJ MĚŘENÍ	2
2.1	Teplota	2
2.2	Tepová frekvence.....	3
2.3	Dechová frekvence	3
2.4	Krevní tlak	4
3	HISTORIE BEZKONTAKTNÍHO SNÍMÁNÍ	5
4	OBEČNÝ POSTUP PŘI BEZKONTAKTNÍM SNÍMÁNÍ	7
4.1	Kůže	7
4.1.1	Model absorbance kůže, postup pro detekci TF	8
4.2	Fotopletysmografie	10
5	POSTUPY ZISKU PPG SIGNÁLU	10
5.1	Analýza nezávislých komponent	11
5.2	Volba oblasti pro detekci vitálních parametrů.....	12
5.3	Algoritmus MRC (slučování maximálního poměru)	13
5.4	Algoritmus na sledování charakteristických rysů pro stabilní pozici ROI	13
5.4.1	Kanade-Lucas-Tomas algoritmus.....	14
5.4.2	Viola-Jones algoritmus	14
6	METODY ZPRACOVÁNÍ	16
6.1	Parametrické metody	16
6.1.1	Autoregresivní model.....	16
6.1.1.1	ODHAD TF.....	17
6.1.1.2	ODHAD DF	18
6.1.1.3	ODHAD SATURACE KRVE KYSLÍKEM.....	18
6.2	Neparametrické metody	20
6.2.1	Fourierova transformace	20
6.2.2	Spektrální hustota výkonu.....	22
7	. POPIS ZVOLENÉ METODY	23
7.1	Načtení videa	23
7.2	Získání PPG signálu.....	23
7.3	Sledování pozice ROI	24

7.4	Zpracování signálu.....	24
8	IMPLEMENTACE METODY	26
8.1	Blokové schéma.....	26
8.2	Načtení signálu	27
8.3	Korekce pozice očí.....	27
8.4	Detekce ROI.....	27
8.5	Zisk PPG signálu	27
8.6	Filtrace	28
8.7	PSD	28
8.8	Detekce píku.....	29
9	PODMÍNKY EXPERIMENTU	30
10	STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ.....	31
10.1	Párový T-test.....	32
10.2	Wilcoxonův párový test.....	32
11	DISKUSE	34
12	ZÁVĚR.....	35
	SEZNAM LITERATURY	36
13	SEZNAM PŘÍLOH.....	38

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 : Ukázka záznamu z termokamery, fyziologický nález (vlevo) a patologický (vpravo), převzato z [19].....	2
Obrázek 2 : Stephen Hales, zjišťování TK pomocí skvěšené trubičky na hrdle klisny, převzato z [4]	4
Obrázek 3 : Ukázka běžně dostupného pulzního oxymetru., převzato z [20]	6
Obrázek 4 : Řez kůží, převzato z [20].....	7
Obrázek 5 Schématické znázornění PPG transmisní (vlevo) a reflexní (vpravo). Převzato z [18]	10
Obrázek 6 Schématické zobrazení metody ICA, převzato z [8].....	11
Obrázek 7 Rozložení kvality získaného signálu. Převzato z [17]	12
Obrázek 8 Vliv počtu pixelů ROI na detekovaný signál, (a)10×10, (b)25×25, (c)50×50, (d)100×100, (e)150×150pixelů Převzato z [17]	13
Obrázek 9 Schéma postupu KLT algoritmu. Upraveno podle:[26]	14
Obrázek 10Blokový diagram AR modelu, upraveno podle [23]	17
Obrázek 11 Blokové schéma odhadu vitálních parametrů za pomoci AR modelu. Získáno z [23]	20
Obrázek 12 Ukázka filtrovaného PPG signálu pro jednotlivé barevné kanály RGB	23
Obrázek 13 Amplitudová a frekvenční charakteristika aplikovaného filtru pro $f_s = 20$ Hz	25
Obrázek 14 Blokové schéma realizace zvolené metody	26
Obrázek 15 Ukázka kódu filtrace pro TF.....	28
Obrázek 16 Ukázka z DEMO verze programu.....	29
Obrázek 17Ukázka z poslední verze programu	29
Obrázek 18 Test normálního rozložení odchylek získaných při zpracování získaných dat	33
Obrázek 20 Výsledky Wilcoxonova testu.....	34

1 ÚVOD

Monitoring vitálních parametrů je v dnešním světě nedílnou součástí zdravotnické péče a jeden z prvních indikátorů akutních patologických problémů. Nejčastěji měřeny a vyhodnocovány jsou parametry funkcí kardiovaskulárního a respiračního systému, například tepová frekvence, resp. změny R-R intervalů. Tyto hodnoty se mění v různých rytmech, které mají z fyziologického hlediska odlišný význam, jejich znalost pomáhá velmi efektivně a rychle odhalit zdroj patologie, a tudíž ji i účinně odstranit. Další možnou snímanou veličinou může být krevní tlak, teplota, dechová frekvence, elektrická aktivita srdce, mozku nebo svalů.

Vývoj snímání a analýzy těchto parametrů jde kupředu vysokým tempem. Počáteční zaměření na převod z analogového do digitálního záznamu, zrychlení a zpřesnění celého procesu byl velmi úspěšný a dnes jde výzkum směrem k bezkontaktnímu snímání a jeho analýzy. Snímač tepové frekvence se již považuje za samozřejmost v mnoha oblastech běžného života – počínaje hrudním pásem při sportu nebo smartwatch pro snadný přehled v každém okamžiku a možnou vizualizaci pomocí příslušné aplikace. Toto měření však bývá ve většině případů pouze orientační a mohou ho zkreslovat například pohybové artefakty.

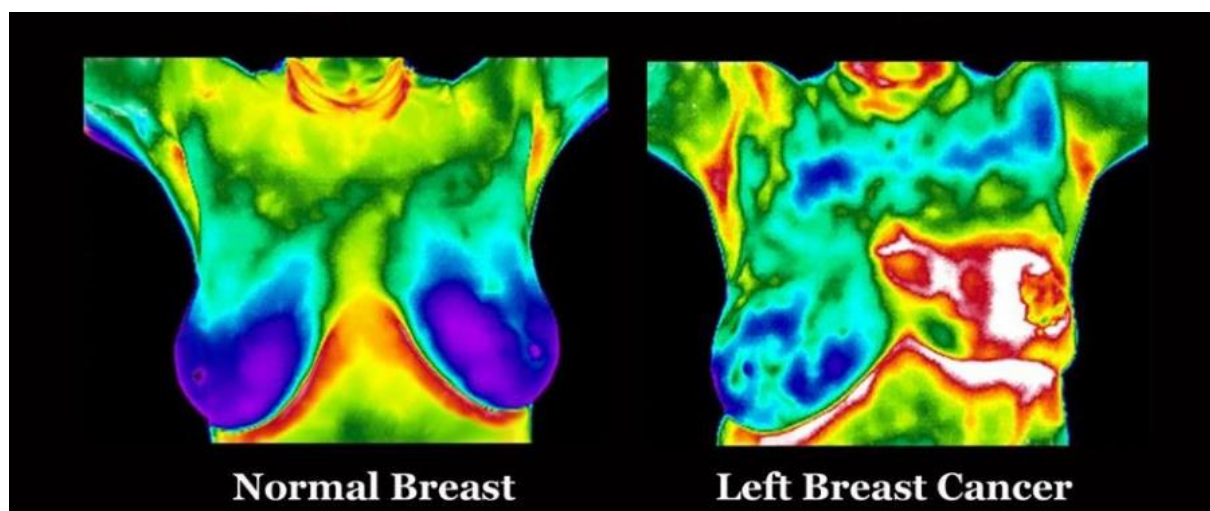
Krok kupředu v oblasti bezkontaktního snímání je ideální především u nespolupracujících dětí nebo lidí majících fobii z lékařů, resp. lékařského prostředí. V dohledné době je reálný i předpoklad zavedení bezkontaktního snímání do základní zdravotnické péče, kontrola ergonomie práce pomocí videa natočeného na webkameru a analyzovaného v reálném čase. Dalším krokem může dokonce být i sdílení prostřednictvím mediálních služeb a vyhnutí se tak kontaktu s infekčními viry jiných pacientů v čekárně. V současnosti již existují webové stránky nebo aplikace, které plynule detekují tepovou frekvenci v reálném čase na základě snímání web kamerou nebo kamerou na mobilu.

2 VITÁLNÍ PARAMETRY – VÝVOJ MĚŘENÍ

Jedná se o základní parametry, které signalizují správnou funkci lidského těla. Při podezření na patologie se využívá kontrola fyziologických hodnot právě těchto parametrů, na jejich základě pak lékař určí další postup. Před samotným zahájením měření je však důležité pacienta shlédnout jako celek a vyhodnotit psychické rozpoložení, stav hygieny a oblečení. I tyto parametry velmi pomáhají s určením diagnózy.

2.1 Teplota

Teplota udává stav termoregulace lidského těla. Fyziologická hodnota se pohybuje okolo 35,9 – 36,9 °C. Obecně jsou na teplotní variace citlivější muži než ženy. Jeho význam byl zřejmý již v době Hippokrata, avšak přesné měření se rozvinulo až v 16. století na základě experimentů Galilea Galileie. Rozeznáváme tři základní druhy šíření tepla: vedením, zářením a prouděním. Původní typ teploměrů byl založen na kontaktu s pokožkou (vedení) a ve zdravotnictví se uplatňuje více než 130 let. [1] Následně došlo k objevu tekutých krystalů, ty se však pro svou neúčinnost téměř nevyužívají. [2] K rozvoji došlo i v oblasti šíření tepla zářením, a to především snímáním v infračerveném spektru – termokamery. Díky tomu se objevila možnost detekovat rakovinu na základě zvýšené teploty v lokalitě jejího výskytu, omezení je stále hloubka, ve které se tumor nachází. [1] Na obrázku č. 1 je ukázka snímání termokamerou rakoviny levého prsa. Bezkontaktní měření teploty dnes urychluje zdravotní prohlídky a zvyšuje pohodlí pacienta. Typů teploměrů i následného zpracování je spousta, tato práce však na ně není zaměřena.



Obrázek 1 : Ukázka záznamu z termokamery, fyziologický nález (vlevo) a patologický (vpravo), převzato z [19]

2.2 Tepová frekvence

Tepová frekvence (TF) udává počet úderů srdce za jednotku času. Fyziologická hodnota dospělého člověka se pohybuje okolo 75 tepů/min. Variabilita tepové frekvence v závislosti na fyzické aktivitě byla známa již u prvních lidí. První písemná zmínka však pochází až z antického Řecka od fyzika a vědce Herophila (335-280 př. n. l.), který jako první pro měření TF využil měřidlo času – vodní hodiny. Významnost TF při diagnóze zapsal do více než 17 knih Galen z Pergamonu (131-200 n. l.). Což stačilo na dalších 17 století, podrobnější popis TF nastal až v 18. století, kdy vědci začali zkoumat přesné účinky fyzické aktivity na TF, změny TF v závislosti na respiračním cyklu a při nemoci. [3]

V roce 1895 byl díky galvanometrickému měření rozdílů elektrických proudů při jednotlivých fázích srdečního cyklu sestrojen první elektrokardiograf. Tento objev umožnil studovat změny R-R intervalů. V roce 1961 přišel Norman Holter s variantou nepřetržitého monitoringu elektrokardiogramu (EKG). Od chvíle rychlého rozvoje výpočetní techniky se zpracování TF a jejích variací ve zdravotnictví exponenciálně automatizuje a zjednodušuje. V dnešní době probíhá měření naprosto digitálně. Rozvoj je tedy možný především v oblasti vyhodnocení EKG, v jejich klasifikaci totiž nejsou jednotlivé patologické třídy přesně definovány, protože se jedná o třídy s neostrými hranicemi. Zatímco lékař umí rozumně manipulovat s mlhavě popsanými příznaky, schopnost počítače je stále omezena výhradně na přesné a jednoznačné instrukce. Pokrok umožňuje pracování s fuzzy množinami a optimalizace bezkontaktního snímání, které je tématem této práce. [3]

2.3 Dechová frekvence

Dechová frekvence (DF) udává množství dechů za jednotku času, fyziologická hodnota u dospělého člověka činí okolo 14 dechů/min. Lišit se může například u sportovců vlivem zvýšené vitální kapacity plic. Detekce dechové frekvence probíhá poslechem hrudi stetoskopem a počítání nádechů, senzorem z hrudního pasu nebo detekcí z EKG na základě respirační sinusové arytmie. Cílem vývoje je však stejně jako u tepové frekvence optimalizace měření bezkontaktního.

2.4 Krevní tlak

Krevní tlak (TK) je hodnota tlaku, kterým krev působí na stěny cévy. Fyziologicky se pohybuje okolo 140/90 mmHg. První hodnota udává tlak systolický – v době systoly, udává sílu, s jakou srdce pracuje a pumpuje krev do arterií, druhá hodnota je tlak diastolický – v době diastoly, odráží stav tepen. Na rozdíl od TF a DF se historie měření TK datuje až do poloviny 18 století, kdy anglický vědec Stephen Hales zkoumal na klisně výšku sloupce krve ve skleněné trubici. [3]



Obrázek 2 : Stephen Hales, zjišťování TK pomocí skleněné trubičky na hrdle klisny, převzato z [4]

Jiný vědec později prohlásil, že Halesův objev TK byl důležitější než objev krve samotné. Další pokrok byla dizertační práce Poiseuilleho – rtuťový manometr pro měření arteriálního tlaku. Využil přímého spojení s arterií pomocí kanyly, ale stále jen u zvířat. Dalším krokem kupředu bylo měření neinvazivní, ze začátku bylo využito skleněné komory naplněné vodou, která měřila arteriální tep na paži. První reálné hodnoty naměřené na lidském subjektu byly v roce 1856. Základ dodnes používané metody sfygmomanometrů dal Riva-Rocci a později další spolu s Korotkoffem tuto metodu zdokonalili. V sedmdesátých letech minulého století se k záznamu TK začaly používat tenzometry, fotobuňky a počítačová technika – tlak v nafukovací manžetě je udržován servomechanismem. Dnes jsou přístroje (stejně jako holterovské EKG), které měří TK kontinuálně a tvoří tak obraz o průběhu jeho variací. I v této oblasti uplatňuje metoda bezkontaktního měření vysokorychlostní kamerou a následná analýza fotopletysmogramu (PPG), tou se v této práci zabývat nebudu. [5]

3 HISTORIE BEZKONTAKTNÍHO SNÍMÁNÍ

Při správné funkci krevního oběhu se mění objem v krevním řečišti periodicky a synchronizovaně se srdečním cyklem (při fyziologickém stavu). Všechny typy hemoglobinu, zajišťující transfer kyslíku po těle, velmi dobře absorbují červené až infračervené spektrum, což způsobuje změny v reflexi a transmisi kůže. Tento fakt je známý již od třicátých let minulého století a je označován jako PPG signál.

První neinvazivní snímání za účelem detekce saturace krve kyslíkem bylo však použito u pulsní oxymetrie až v sedmdesátých letech minulého století. Metoda umožňuje měření tepové frekvence i nasycení krve kyslíkem a její princip spočívá v detekci rozdílu maxima absorpčních spekter dvou forem hemoglobinu – deoxyhemoglobin má své maximum okolo 660 nm, kdežto oxyhemoglobin okolo 940 nm. Senzor pro oxymetrii se umísťuje na dobře prokrvené oblasti jako je ušní lalůček nebo koncový článek prstu, tvář v tomto případě využít nelze. Zdrojem světelného záření jsou dvě elektrody se spektrem záření daným právě detekcí obou forem hemoglobinu na jedné straně a na opačné je situován detektor. Vyhodnocení saturace je pak z poměru absorpce již zmíněných forem hemoglobinu. Používá se i pulsní oxymetr založený na principech transmitance, kdy zdroj světla i detektor jsou umístěny vedle sebe. Toho lze využít při pulsní oxymetrii čela. Obrovskou nevýhodou těchto metod jsou časté pohybové artefakty. [6]

V současné době jde vývoj metod směrem k detekci vitálních parametrů z videozáznamu, čímž se ve své bakalářské práci zabývám. První zmínka o této možnosti je z roku 2005, dokumentace z tohoto roku popisuje, jak získat PPG signál z transmitance kůže u 7 dobrovolníků pomocí CMOS kamery umístěné 0,7 m od vnitřní strany zápěstí. Danou část těla pak vystavili nekoherentnímu monochromatickému záření o třech různých vlnových délkách (660 nm, 810 nm a 940 nm). Volba hodnot vlnových délek byla na základě znalosti absorbance a transmitance. Průběh získaných signálů odpovídal dechové i srdeční frekvenci, navzdory pojmenování „První krok k SpO₂ technologii“ neobsahoval žádná experimentální data o saturaci kyslíkem. [22] Na základě tohoto experimentu bylo vypracováno mnoho studií na co nejpresnější získání hodnot a průběhů vitálních parametrů. Další postup byl v roce 2007, kdy už bylo na deseti dobrovolnících využito LED osvětlení o dvou různých vlnových délkách – simulace pulsní oxymetrie – a snímání kamerou. Byly zachyceny dvě PPG vlny s rychlostí 16 snímků za sekundu. Výsledky popisují vynikající shodu mezi odhadem tepu z videokamery a měřením konvenčním oxymetrem, zjištění saturace však stále nebylo implementováno. [6]

Vědci později přišli i na fakt, že lze detekovat TF a DF jen za pomoci barevné videokamery a denního světla. Další důležitý fakt je, že díky absorpci světla hemoglobinem je pro detekci vitálních parametrů ideální zelený kanál. Tudíž následně se optimalizace soustředila na zpracování PPG signálu z jednotlivých nezávislých barevných kanálů. Zlepšení se projevilo i při použití COG (cyan, orange, green), protože dochází k menšímu překryvu jednotlivých propustných pásem.[6]



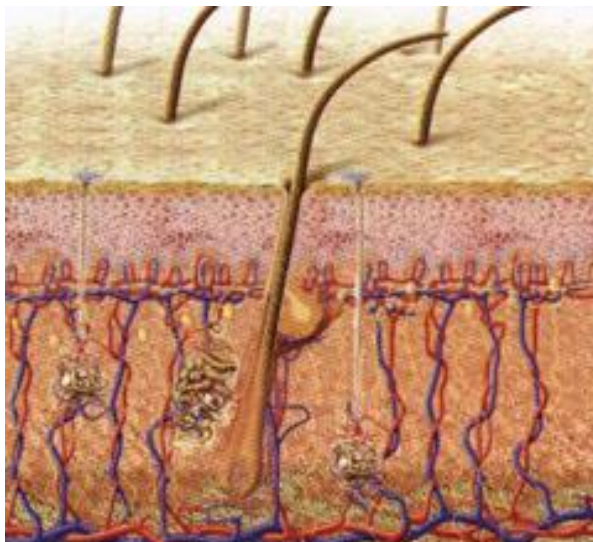
Obrázek 3 : Ukázka běžně dostupného pulzního oxymetru., převzato z [20]

U bezkontaktního typu měření, jak z názvu vyplývá, předcházíme jakémukoliv kontaktu, a tudíž i možnému poškození těla pacienta, tím zvyšujeme jeho komfort během vyšetření a případně se také zamezuje šíření infekce na další pacienty. Uplatnění bezkontaktní snímání nachází především v oblastní novorozenecké péče ale i u kontinuálního každodenního pozorování. Protože se stále jedná o rozvíjející se metodu v oblasti diagnózy, je nutno průběh optimalizovat. Hlavním problémem je měření subjektů s tmavším tónem pleti kvůli nízké variace intensity odraženého světla a také při nízkém osvětlení. Monitoring při pohybu zatím není optimální. Jako u pulsní oxymetrie i zde se soustředíme na části těla s vysokým podkožním prokrvením, a to především na obličej nebo bříška prstů, popřípadě zápěstí.

4 OBECNÝ POSTUP PŘI BEZKONTAKTNÍM SNÍMÁNÍ

4.1 Kůže

Kůže je orgán lidského těla. Její plocha je 1,5 - 2 m², v průměru váží okolo 20 kg, což tvoří asi 5-9 % celkové hmotnosti člověka. Funkce: ochranná, sekreční, absorpční, termoregulační, smyslová, dýchací a zásobní. Skládá se ze tří vrstev: pokožka, škára a vazivo. Nejtenčí kůži najdeme na očních víčkách, uchu, předkožce penisu, nejtlustší pak na zádech, dlaních a ploskách nohou.[9]



Obrázek 4 : Řez kůží, převzato z [20]

Na povrchu je pokožka, její tloušťka je v průměru 0,03 mm, tvoří ji několik vrstev zrohovatělých plochých buněk, které se neustále odlupují a obnovují. Ve spodní vrstvě (statum basale) jsou rychle se dělící buňky. Vyskytují se zde i pigmentové buňky obsahující melanin. Jejich úkolem je zachycení UV složky záření a hrají velkou roli při absorpci světla. Pokožkou se může odpařit i litry tělesné vody a ztratit velké množství tepla. [9]

Jako další na pokožku navazuje škára. Tato vazivová vrstva je pružná a tvořená svazky kolagenních a elastických vláken, vyskytují se zde i tukové buňky, kožní receptory (Meissnerova tělíska, Krauseova tělíska, Ruffiniho tělíska, Vater-Pacciniho tělíska), nervové zakončení, potní a mazové žlázy, cibulky vlasů, chlupů a nehtů a cévní zásobení.

V termoneutrálním prostředí je prokrvení kůže 150-500 ml/min, při vazodilataci i více než 3 l/min. Tento fakt spolu s absorpcí světla melaninem a hemoglobinem je důležitý pro bezkontaktní snímání změn v krevním řečišti kůže a diagnostikování TF, DF a saturace krve kyslíkem. [9]

Poslední vrstva je vazivová. Skládá se z kolagenních a elastických vláken s vazivovými buňkami a je velmi bohatá na buňky tukové, které jsou zdrojem energie. Rozložení a poměr jednotlivých buněk se liší mezi ženským a mužským pohlavím. Hlavním aspektem ženského těla je totiž příprava tkáně stěny břišní, která se musí roztáhnout v posledních měsících před porodem. Pohyblivost kůže je anatomicky dána řídkostí této vrstvy. [9]

4.1.1 Model absorbance kůže, postup pro detekci TF

Závislost celkové absorbance kůže na absorbanci melaninu v pokožce a hemoglobinu ve škáře byla definována Lambert – Beerovým zákonem pro vlnovou délku λ jako:

$$A(\lambda) = v_m(\lambda)c_m + v_h(\lambda)c_h + A_0(\lambda) \quad (4.1)$$

kde v_m je koeficient zeslabení pro melanin a průměr délky fotonů prošlých vrstvou kůže, c_m je koncentrace melaninu. Koeficient h značí hemoglobin. A_0 značí základní absorbanci kůže. Vyjádření absorbance může být i z poměru intenzity světla dopadajícího a prošlého objektem:

$$A = -\log \frac{I}{I_0} \quad (4.2)$$

Spojením výše zmíněných rovnic získáme vztah pro intenzitu světla:

$$I = I_0 \exp\{-(v_m(\lambda)c_m + v_h(\lambda)c_h + A_0(\lambda))\} \quad (4.3)$$

V našem případě pracujeme s jednotlivými pixely, aplikace výše uvedené rovnice tedy přechází na bodovou funkci pro výpočet intenzity odražené od kůže:

$$Ip_i(x, y) = k \int L(x, y, \lambda) S_i(\lambda) d\lambda \quad (4.4)$$

kde Ip značí intenzitu odraženého světla na daném pixelu o souřadnicích x a y , index i značí barevný kanál (RGB/COG), S_i je funkce spektrální odezvy na senzor kamery a k je koeficient zesílení kamery. [10]

Na základě výše definovaného vztahu pro intenzitu světla odraženého od subjektu můžeme vypočítat intenzitu jen pro daný barevný kanál při zanedbání souřadnic x a y a kombinací přechozích rovnic dosáhneme:

$$\log P_G = -\{v_m(G)c_m + v_h(G)c_h + A_0(G)\} + \log k * E(G) \quad (4.5)$$

$$\log P_R = -\{v_m(R)c_m + v_h(R)c_h + A_0(R)\} + \log k * E(R) \quad (4.6)$$

Pro odhad tepové frekvence je potřeba tyto rovnice od sebe odečíst. Zelený kanál je vybrán ze zmíněného důvodu – absorpce světla hemoglobin o vlnové délce zeleného spektra. A v červeném kanálu je zase evidentní koncentrace krve. Výsledná rovnice pak vypadá:

$$Q = \log \frac{P_R}{P_G} = -(\Delta v_m c_m + \Delta v_h c_h) + \log \frac{E(R)}{E(G)} \quad (4.7)$$

Kde Δv_m je rozdíl zeslabení melaninem mezi jednotlivými kanály a Δv_h je rozdíl zeslabení světla hemoglobinem.

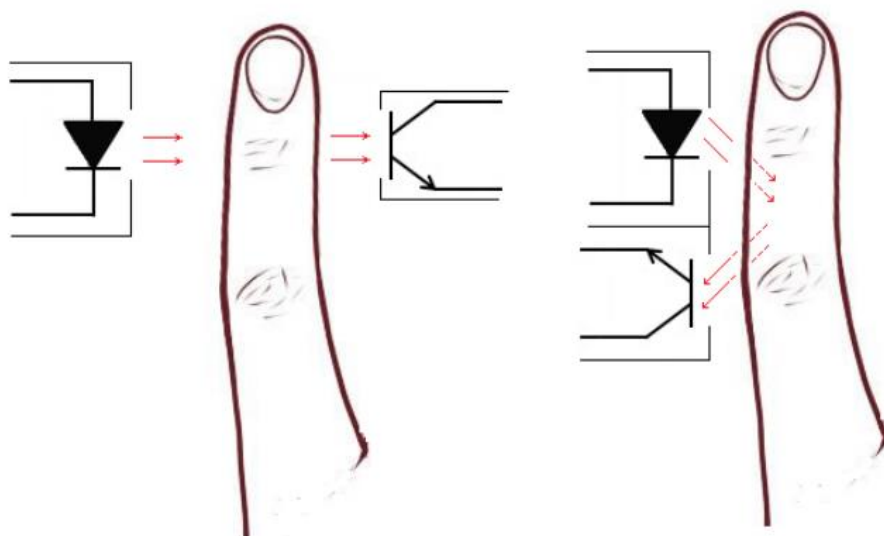
Při zanedbání pohybových artefaktů a předpokladu, že tělo nebylo vystaveno UV lze usoudit, že je koncentrace melaninu v pokožce stabilní. Z jednotlivých snímků je pak detekována koncentrace hemoglobinu. Křivka této koncentrace je pak dle definice přímoúměrná tepové frekvenci. Pro správnou detekci je nutné zajistit i stabilní osvětlení a po úpravách předchozí rovnice pak získáme signál:

$$y(t) = [\Delta Q^1, \Delta Q^2, \dots, \Delta Q^{Z-1}] = \left[\log \frac{\overline{P_R^2} \overline{P_G^1}}{\overline{P_G^2} \overline{P_R^1}}, \log \frac{\overline{P_R^3} \overline{P_G^2}}{\overline{P_G^3} \overline{P_R^2}}, \dots, \log \frac{\overline{P_R^Z} \overline{P_G^{Z-1}}}{\overline{P_G^Z} \overline{P_R^{Z-1}}} \right] \quad (4.8)$$

Pro odhad TF pak stačí aplikovat filtr typu pásmová propust a následně spektrální analýzu, vynásobit 60 pro přepočet na správnou jednotku a detekovat maximální pík. Zásadní problém, který se u této metody vyskytuje je vysoký obsah melaninu v pokožce, který absorbuje příznačné množství světla a získaný PPG signál má pak velmi nízký poměr SNR, což vyžaduje mnohem přesnější metodu detekce. [10]

4.2 Fotopletysmografie

Jak bylo již dříve zmíněno, objem krve v cévách a kapilárách se mění synchronizovaně se srdečním cyklem. Tyto malé změny prokrvení se projevují úměrnou změnou v zabarvení kůže. Fotopletysmografie (PPG) je jednoduchá neinvazivní a nízkonákladová optická technika, která k detekci těchto změn bývá použita. Získaný PPG signál se skládá z pulzační složky, jejíž průběh lze přisuzovat právě změnám v mikrovaskulární cirkulaci a z pomalu se měnící složky s nižší frekvencí, která je dána DF, synaptickou činností nervové soustavy a termoregulací. Technologie PPG se dnes využívá v širokém spektru komerčně dostupných lékařských přístrojů pro měření saturace kyslíku, krevní tlak a srdeční výdej, posouzení autonomních funkcí a také detekci onemocnění periferních cév. [11] Využívají se především dva typy této optické metody, a to na základě transmise světla přes dobře prokrvenou část lidského těla – využíváno u oxymetrie – nebo na základě reflexe světla – bezkontaktní měření. [18]



Obrázek 5 Schématické znázornění PPG transmisní (vlevo) a reflexní (vpravo). Převzato z [18]

5 POSTUPY ZISKU PPG SIGNÁLU

Klasický záznam získaný z kamerového záznamu je nutné zpracovat a získat tak signál PPG, který však obsahuje prvky dopadajícího okolního světla, světlo odražené od povrchu i od pokožky a šráry. Signál potřebný pro detekci vitálních parametrů je však obsažen pouze ve složce světla odraženého od molekul hemoglobinu. Proto byla vyvinuta metoda bezkontaktní fotopletysmografie (PPG), která sestává ze čtyř částí a následné analýzy:

5.1 Analýza nezávislých komponent

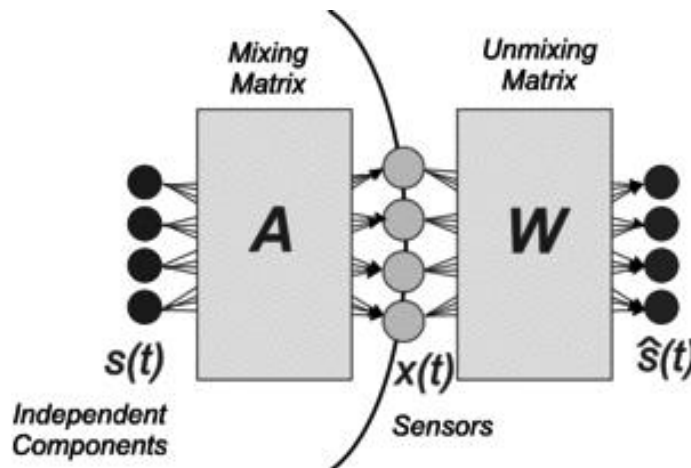
Analýza nezávislých komponent (ICA) je metoda umožňující vstupní signál rozložit na jednotlivé zdrojové komponenty bez znalostí původního smíšení, tzv. slepá separace. Zdrojový signál je v našem případě RGB videozáznam z kamery, tudíž jsou vstupní signály na sobě statisticky nezávislé – mají negaussovskou distribuci. Analýza pomocí ICA je založena na linearitě směsi zdrojových signálů, tento fakt je evidentní z následujícího vztahu:

$$x(t) = A * s(t) \quad (5.1)$$

kde x reprezentuje vstupní signál ve formě sloupcového vektoru a s je matice obsahující nezávislé zdrojové signály. Pro zjednodušení je směšovací matice A čtvercová a obsahuje směs mixážních koeficientů s_{ij} . Separační matice W je aproximací inverzní matice k originální směšovací matici A , kde výstupem rovnice:

$$\hat{s}(t) = W * x(t) \quad (5.2)$$

je určení vektoru \hat{s} , který obsahuje základní zdrojové signály. Pro správné určení nezávislých zdrojů W je důležité mít co nejmenší míru závislosti u zdrojových signálů. [12]



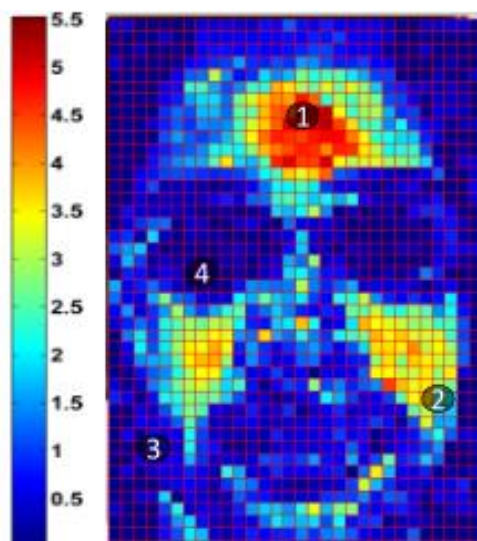
Obrázek 6 Schématické zobrazení metody ICA, převzato z [8]

Jedná se o metodu související s analýzou hlavních složek (PCA) a analýzou faktorů (FA). ICA je výkonnější metoda, protože dokáže najít základní faktory zdrojů, když klasické metody selžou. [12]

5.2 Volba oblasti pro detekci vitálních parametrů

Volba oblasti detekce vitálních parametrů – ROI (region of interest) – probíhá automaticky na základě již zmiňované knihovny MATLABu pro detekci očí, resp. obličeje. Analyzovaný záznam je automaticky rozložen na jednotlivé snímky o dané vzorkovací frekvenci a v každém snímku pak probíhá nalezení ROI na základě detekce očí a vzdálenosti od nich. Ve zvoleném ROI by se kvůli správné funkci programu neměly vyskytovat oči ani deriváty kůže, neobsahují totiž žádné užitečné informace a pouze zvyšují úroveň šumu (nejsou prokrvené). [17]

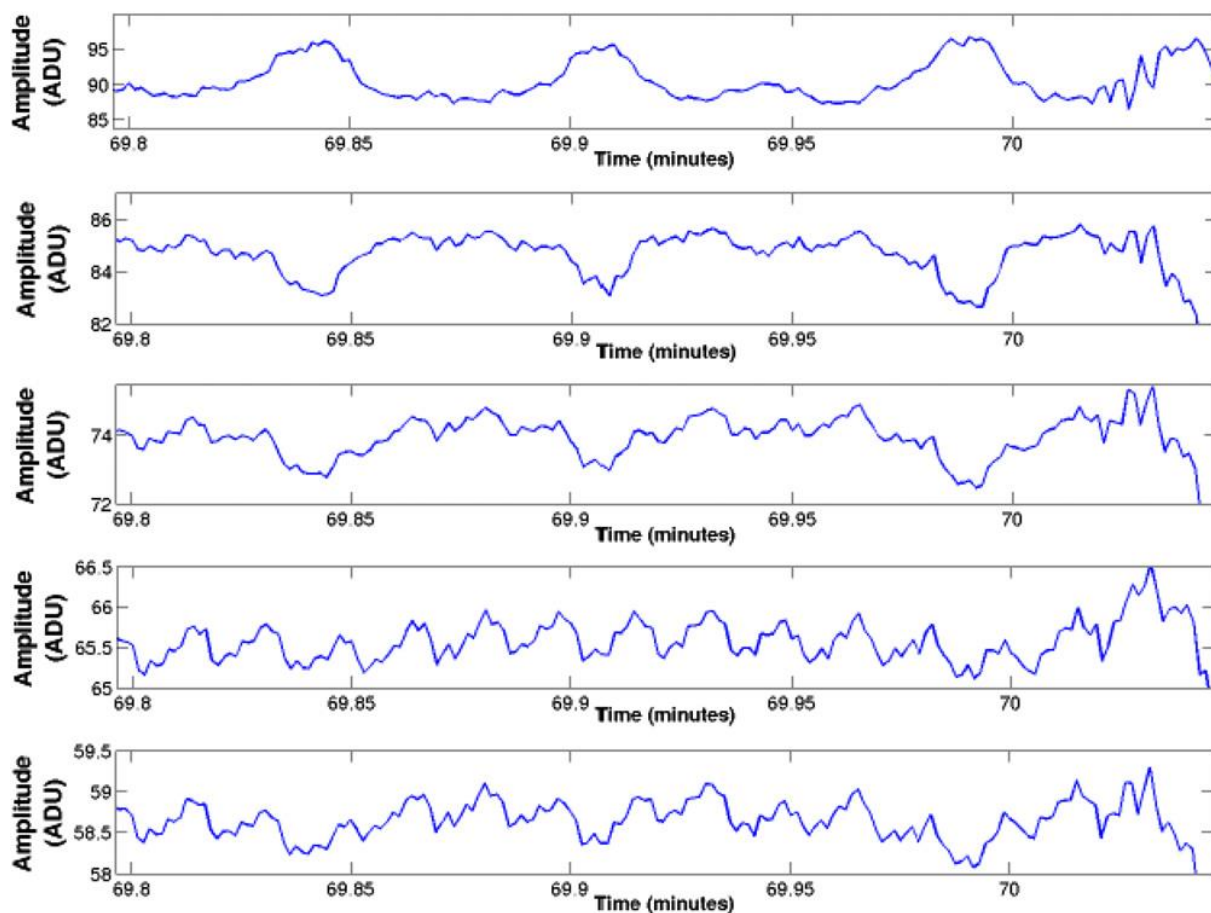
Na obrázku č. 7 je znázorněno množství podkožního prokrvení, tudíž i nejlepší oblast pro detekci vitálních parametrů. Na jeho základě byla zvolena oblast s označením 1.



Obrázek 7 Rozložení kvality získaného signálu. Převzato z [17]

Pro bezkontaktní analýzu lze využít i jiných oblastí, než je obličej. Jako vhodná část těla se ukázalo zápěstí a břicho prstu přiložené těsně před kameru – částečně popírá název bezkontaktní, protože musí být položen přímo na kameře. Jejich princip je totožný jako u analýzy videozáznamu obličeje. Pro snímání z prstu je ideální fakt, že není nutno volit ROI. Obě metody však vyžadují soustředění na snímání a tím se může projevit pocit nervozity nebo strachu, což vede k vyšší srdeční aktivitě a výměny dýchacích plynů, tudíž znehodnocení detekce vitálních parametrů v přirozeném stavu pacienta. [23]

Kromě volby správné pozice je pro jednotlivé parametry nutná i velikost ROI. Pro TF je vhodnější využít oblast větší, a to 100 x 100 pixelů nebo více, při této velikosti obsahuje signál mnohem více informací o změně intenzity světla způsobené fluktuací množství krve. Při zpracování menší oblasti např. 10x10 pixelů je evidentní vliv dýchání na průběh získané křivky. Obojí je evidentní z přiloženého obrázku č.8. [17]



Obrázek 8 Vliv počtu pixelů ROI na detekovaný signál, (a) 10×10 , (b) 25×25 , (c) 50×50 , (d) 100×100 , (e) 150×150 pixelů
Převzato z [17]

5.3 Algoritmus MRC (slučování maximálního poměru)

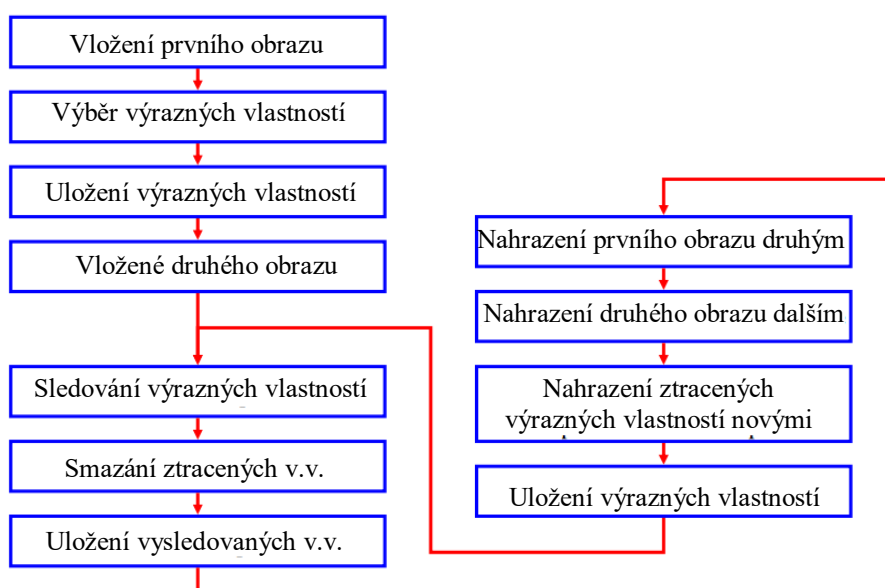
Pro zlepšení poměru signál-šum je oblast ROI volena na dobře prokrveném místě a v ideální velikosti, což je evidentní z předchozího bodu. Další optimalizace procesu je pomocí zpracování hodnot. Jako prvek $x(n)$ PPG signálu, kde n je pořadí snímku, se tedy počítá součet intenzit všech pixelů. Stejný vliv na výsledek má i využití průměrné hodnoty. [17]

5.4 Algoritmus na sledování charakteristických rysů pro stabilní pozici ROI

Při zvolení ROI je nutné zabránit vlivu nestability polohy snímaného pacienta a omezit tím znehodnocení výsledků pohybovými artefakty. Pro tento krok byl v původním plánu využit algoritmus KLT, pro svou spolehlivost a vysokou účinnost, ale ve zvolených optimálních ROI se nachází málo styčných bodů neboli rysů a je tudíž jeho použití neefektivní.[23]

5.4.1 Kanade-Lucas-Tomas algoritmus

Jedná se o extrakci styčných prvků v obraze a jejich detekci v sekvenci, tzn. sledování výrazných vlastností(v.v.). KLT využívá prostorové informace pro přímé vyhledávání nejlepší shody prvků. Je rychlejší než tradiční techniky pro detekci, ale vyžaduje pro svou přesnost dostatek výrazných vlastností a přechodů. V přechodu mezi snímky zvládá klasický KLT algoritmus jen mírné posuny, jako řešení byla zavedena pyramidová implementace, která je tvořena rekurzivně. [26]



Obrázek 9 Schéma postupu KLT algoritmu. Upraveno podle:[26]

Jako jeho náhrada KLT byla následně použita knihovna MATLABu využívající Viola- Jones algoritmus na detekci objektů lidského těla jako je obličej, nos, oči nebo horní část těla - *vision.CascadeObjectDetector*. Jeho pomocí se detekují oči a následně přepočítávají souřadnice pro ROI v závislosti na vzdálenosti subjektu od kamery.

5.4.2 Viola-Jones algoritmus

Jedná se o jeden z nejpoužívanějších algoritmů pro detekci obličeje. Základní princip je založena na Haar-like rysech obrazu, po aplikaci Haarova systém – nejjednodušší vlnková transformace – dochází k určení náhlých přechodů. Tyto parametry se pak shlukují a zjednodušují. Jeho spolehlivost je založena na testování mnoha trénovací dat (např. až 5000 obličejů, 9400 obrazů bez obličeje).

Učení probíhá pomocí algoritmu AdaBoost a klasifikátory jsou určovány kaskádově, což umožňuje rychlé vyřazení pozadí. Kaskádové třídiče mají celkem 38 vrstev a 6060 rysů. Výsledná detekce probíhá skenováním obrazu s více váhami pozic.

Obecně lze získaný PPG signál rozložit na dvě složky a vyjádřit pomocí rovnice:

$$V(x, y, t) = I(x, y, t) * R((x, y, t) \quad (5.3)$$

První složkou je intenzita osvětlení – jeden z klíčových faktorů věrohodnosti odhadu a předpokládá se jeho konstantní charakter během akvizice. V rovnici je reprezentován proměnnou I . Druhou složku pak tvoří odrazivost kůže, která lze definovat jako frakce světla od kůže odraženého a detekovaného kamerou. Počítá se jak s odrazem od povrchu pokožky, tak s podpovrchovým odrazem nebo rozptylem. Světlo odražené od obličeje je charakterizováno funkcí *obousměrná distribuční funkce odrazu světla* (BRDF), ta lze buď specializovanými přístroji přímo změřit nebo analyticky odvodit. [17]

Zbývající část světla pronikne pod povrch a projeví se současně absorpcí a rozptylem. Tento jev může být popsán pomocí základních Maxwellových rovnic, které zvažují interakce mezi elektromagnetickými poli světla s hmotou. Aplikovatelné řešení Maxwellových rovnic však vyžaduje přesnou znalost každé struktury hmoty a stává se tedy pro případ lidské pokožky téměř neřešitelné. Přenos světla skrz kůži je tedy závislý jak na přítomnosti struktur rozptylující záření, jako jsou vláknité proteiny, tak na množství a distribuci vysoce absorbujících chromoforů, jako je melanin a hemoglobin. Simulace těchto účinků se nejčastěji dosahuje pomocí RTT – doba, která uplyne od vyslání signálu po návrat. [27][17]

Objem krve v tepnách a kapilárách se mění s každým kardiálním cyklem, a tak se změní i koncentrace hemoglobinu v kůži, a tudíž i úroveň absorpce světla. Vzhledem k tomu, že PPG signál je podle definice úměrný této pulzující změně objemu krve v tkáni, lze odhadnout PPG signál $p(t)$ odhadnutím těchto malých změn podpovrchové absorpce světla. Z tohoto důvodu se signál PPG na základě kamery odhaduje extrahováním malých odchylek v podpovrchové složce odrazivost kůže $R(x, y, t)$. [17]

6 METODY ZPRACOVÁNÍ

Spektrální analýza je nejrozšířenější metoda pro zpracování signálu a své využití nachází v mnoha vědních disciplínách. Tato metoda pracuje se spojitým signálem v časové ose. Vstupní signál je kombinace několika harmonických signálů – sinusových signálů – a podstatou spektrální analýzy je rozložit vstupní signál právě na jednotlivé složky zjistit s jakou mírou jsou dané frekvence harmonických vln zastoupeny. Pro jejich vyjádření se využívá komplexních čísel, a to jak při určení amplitudy, tak fáze. Metody provedení spektrální analýzy můžeme rozdělit do dvou skupin. A to na metody parametrické a neparametrické[16]

6.1 Parametrické metody

Základem parametrických metod je předpoklad, že signál splňuje model se známou formou. Postup pro stanovení spektra je zhodnocení signálu, stanovení parametrů modelu a vyjádření spektra jako funkci tohoto modelu. Metody pro určení přesného modelu se nazývají autoregresivní, klouzavý průměr a autoregresivní klouzavý průměr. Je-li model správně stanoven, získáme spektrum s vysokou kvalitou a k jeho určení je potřeba mnohem méně informací. Pokud je však model stanoven špatně, odhad spektra může být nepřesný nebo mylný. [16]

6.1.1 Autoregresivní model

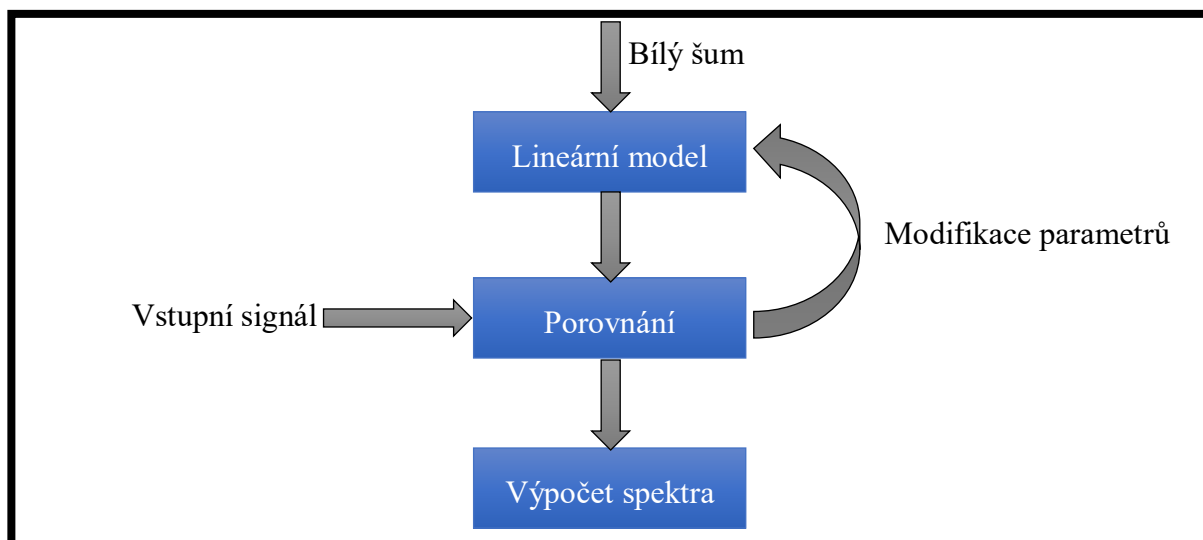
Jedná se o moderní přístup k bezkontaktnímu měření a následné analýze využívající autoregresivní model. V tomto případě je však nutné počítat i s referenčním signálem pozadí, získaným stejným způsobem jako ROI, jen mimo snímaný subjekt. Ze všech metod odhadu vitálních parametrů se jedná o nejrobustnější metodu. Model je zde chápán jako lineární proces k odhadování výkonového spektra. [24]

Hlavním předpokladem je, že model je řízen Gaussovským bílým šumem. Šum obsahuje na všech frekvencích stejnou energetickou hodnotu. To znamená, že výkonové spektrum bude přes všechny frekvence konstantní. Parametry modelu je možné nastavovat, aby byl získán co nejlepší a ideální výstup, který hledáme. [24]

$$y(n) = - \sum_{k=1}^p a(k)y(n-k) + u(n) \quad (6.1)$$

Rovnice 6.1. je výstup AR modelu, kde $u(n)$ je vstup bílého šumu a p je řád modelu neboli lineární kombinace předchozích hodnot. n je počet vzorků, y značí lineární regresi předchozích hodnot a $e(n)$ je pak chyba regrese. [23][24]

Graficky lze zpracování signálu pomocí AR modelu znázornit takto:



Obrázek 10 Blokový diagram AR modelu, upraveno podle [23]

6.1.1.1 ODHAD TF

Jak již bylo zmíněno, na rozdíl od jiných metod je u AR modelu potřeba získat i referenční signál pozadí a podle předchozí kapitoly vhodné ROI. Z obou oblastí je získána průměrná hodnota jasu a upravena na časový signál $y(n)$. Následně se aplikuje časové okno o délce 15 s. Tato hodnota byla volena s ohledem na srdeční cyklus, který se během vybraného intervalu opakuje průměrně 20krát, což je dostatečný počet pro odhad TF a zároveň nedochází k přílišnému zpoždění. Opět se pro optimální zpracování na signál aplikuje filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi pro 40 a 230 tepů za minutu (přepočteno v závislosti na vzorkovací frekvenci), voleno podle fyziologických hodnot člověka. [3]

Při vzorkovací frekvenci 20 snímků za sekundu získáme během časového okna 15 s 300 snímků a z každého snímku pak odhad pro koeficienty AR modelu. Výběr řádu modelu stanovuje kompromis mezi požadavkem identifikace dominantní tepové frekvence a potřebou modulace tvaru spektra mezi tepovou frekvencí a poloviční vzorkovací frekvencí. Proto byl pro oba signály použit model s řádem 9. [23]

V algoritmu pro tepovou frekvenci je zahrnut proces rušení pólu. Pokud totiž bezkontaktně monitorujeme PPG, získaný signál bude obsahovat aliasingové složky pocházející z okolního umělého světla, které se nacházejí na podobných frekvencích jako frekvence srdečního tepu. To je zapříčiněno snímkovací frekvencí videokamery, která je mnohem nižší než frekvence blikání umělého světla. Korekce tohoto problému je provedena diferenciální technikou, založenou na potlačení komponent, které nesouvisí s fyziologickými informacemi. Póly nesoucí informace o aliasingových složkách budou odstraněny ze jmenovatele přenosové

funkce. Nyní máme v AR modelu identifikovány póly pro referenční oblast, které odpovídají frekvencím složek umělého světla. Tyto složky najdeme také v AR modelu pro ROI. Testem totožnosti pólů v obou oblastech ROI získáme parametr m , což je stupeň shody referenčního a zájmového signálu. Zrušením pólu v detekované oblasti na obličejí nám vytváří nový AR model nesoucí informace o srdeční frekvenci. [23]

6.1.1.2 ODHAD DF

Dechová frekvence je v časovém signálu zodpovědná za nízkofrekvenční složky. ROI je v této závislosti volena menší, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, ale naopak délka okna je volena dvojnásobná pro správnou identifikaci pólů. Pro dechovou frekvenci je fyziologické rozpětí od 6 do 24 dechů za minutu. Filtraci jsem tedy aplikovala pomocí dolní propusti s mezní frekvencí 24/vzorkovací frekvencí. Kdyby byla použita vzorkovací frekvence rovna 12 Hz, je fázový úhel θ roven pouze 0,3 rad (7,5°). Pro zvýšení této hodnoty je nutné převzorkování na 2 Hz. Pro identifikaci dominantní složky dechové frekvence je potřeba modelace tvaru spektra mezi dýchací frekvencí a polovinou vzorkovací frekvence. Definujeme proto konkrétní úsek nulových pólů s hodnotami od 18° do 126°, tzn. od 0.1 do 0.7 Hz (odpovídající hodnotám respirační frekvence 6 až 24 dechů za minutu). Z tohoto úseku budou vybrány ty póly, které mají velikost alespoň 95 % nejvyššího rozsahu pólu a z nich bude vybrán pól, mající nejmenší úhel. Tento pól bude reprezentovat hodnotu dechové frekvence. Na základě specifických kritérií byl volen řád modelu 7. [23]

6.1.1.3 ODHAD SATURACE KRVÉ KYSLÍKEM

Konvenční přístroje založeny využívající pulzní oxymetrii pro detekci saturace krve kyslíkem pracují na principu spektrální analýzy světla, které prochází analyzovanou částí. Z tohoto důvodu se přístroje umisťují na dobře prokrvené části s možností prosvětlení a detekce na druhé straně (prst, ušní lalůček). Útlum světla je dán jak absorpcí melaninem (barvivo v pokožce) tak hemoglobinem – průtok arteriální krve. Saturace je pak odhadována ze změn amplitud pulsačních složek na dvou vlnových délkách. Saturace tedy závisí na množství složek obsažených v krvi v závislosti na jejich absorpci. [23]

Běžné pulsní oxymetry využívají vlnové délky 660 nm (červená) a 940 nm (blízké infračervené), které byly zvoleny za nejvhodnější na základě předchozích experimentů uvedených v úvodní kapitole o historii. Přístup měření saturace kyslíku je založen na Lambert-Beerově zákonu pro absorpci. [23]

Lze jej vyjádřit rovnicí:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} * 100 \% \quad (6.2)$$

Pro analýzu parametrickou metodou – AR modelem lze tuto rovnici modifikovat:

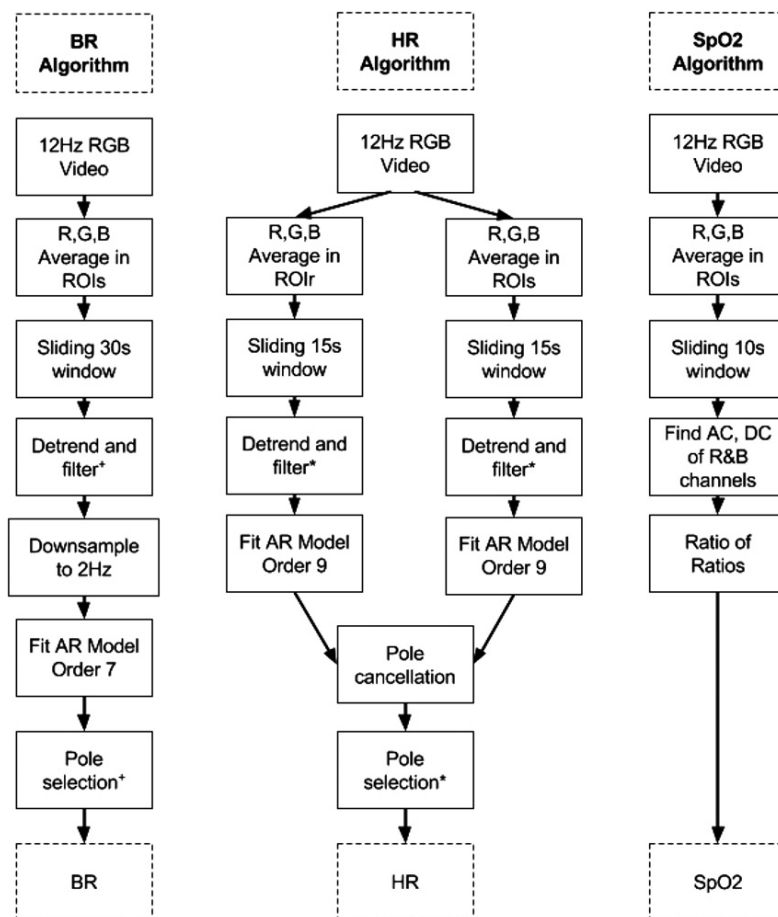
$$SpO_2 = A - B * \frac{\frac{I_{ac}}{I_{dc}} \lambda_1}{\frac{I_{ac}}{I_{dc}} \lambda_2} \quad (6.3)$$

kde A a B jsou empiricky stanovené koeficienty, I_{ac} a I_{dc} jsou příslušné amplitudy pulsních (ac) a stejnosměrných (dc) složek transmittovaného nebo odraženého světla vlnových délek λ_1 a λ_2 . Koeficienty A a B jsou odhadovány pomocí dat získaných z kalibračních pokusů. [23]

Rozdíl od běžné pulzní oxymetrie je obrovský, nevyužívá se totiž dvou diod s přesně definovanou vlnovou délkou a detektor není naproti zdroji světelného záření, ale bílé světlo a pozice detektoru je ve větší vzdálenosti od subjektu. Tudíž jako zdroj záření máme denní světlo nebo umělé osvětlení, v obou případech se ale jedná o celé viditelné spektrum, které však do tkáně vstupuje velmi omezeně. [23]

Na čele dochází k procesu vaskularizace. Cévy, které ho zásobují jsou rozvětvené nadočnicové tepny a danou oblast bohatě zásobují díky své rozvětvenosti a blízkosti pokožce. Na základě mnoha studií bylo čelo dokonce prokázáno jako oblast s lepšími parametry pro zisk saturace krve kyslíkem než standartní oblasti (prst, ušní lalůček). Zdroj světla a detektor je v tomto případě umístěn paralelně vedle sebe. [25][23]

AR model pro odhad saturace krve kyslíkem z videozáznamu při ambientním osvětlení využívá hodnotu tepové frekvence (popsáno v bodě 6.1.1.1) pro stanovení množství ac a dc složek z rovnice 6.3 pro vlnovou délku odpovídající červené a modré oblasti spektra. Nepřesnost této metody je však dána velkým překryvem těchto spekter a následně pak špatným odhadem složek. Dc hodnota je vypočítána pomocí 10 s okna s klouzavým průměrem a ac z průměrného rozdílu mezi nejvyšším a nejnižším bodem signálu získaného také z 10 s okna. [23]



Obrázek 11 Blokové schéma odhadu vitálních parametrů za pomoci AR modelu. Získáno z [23]

6.2 Neparametrické metody

Na rozdíl od metod parametrických nepracují tyto metody s modelem a následnou kovariancí signálů, díky tomu se vyznačují vysokou robustností, ale zároveň vyžadují znalost přenosové funkce. [16]

6.2.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace je funkcí času a vyjadřuje komplexní hodnotou frekvenci. Absolutní hodnota představuje amplitudu této frekvence přítomné v původní funkci a komplexní argument je fázový posun základního sinusoidy na této frekvenci. Jinak řečeno se jedná o matematický prostředek pro výpočet frekvenčního spektra a bývá definována rovnicemi:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (6.4)$$

$$F(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (6.5)$$

$f(t)$ se nazývá vzor funkce a $F(\omega)$ je pak Fourierův obraz, který reprezentuje frekvenční spektrum aperiodického signálu $f(t)$. [13]

Pro mnoho funkcí má Fourierova transformace praktický význam. Pro jiné je dokonce potřeba opačný proces nazýván inverzní Fourierova transformace nebo také Fourierova syntéza. Z frekvencí zastoupených ve frekvenční oblasti se získává originální funkce času. [13]

V prostředí MATLAB se nejčastěji využívá rychlá Fourierova transformace (**FFT**), jedná se o rychlé algoritmy pro výpočet diskretní Fourierovy transformace (**DFT**). Toho je dosaženo postupným rozkladem N-bodové DFT do menších bloků DFT s výhodou periodicity a symetrie.

Pro N – bodovou DFT z vektoru $[x(0), x(1), \dots, x(N-1)]$ je:

$$X(f_k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi f_k n} \quad (6.6)$$

Pro $f_k = k/N$ a $k = 0, 1, \dots, N-1$. Amplituda FFT pro k-tý blok je stejná jako DTF pro daný blok. Pro určený počet bodů N je rovnice amplitudy:

$$|X(f_k)| = \left| X\left(\frac{k}{N}\right) \right| = |X(k)| = \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{\frac{-j2\pi n k}{N}} \right| \quad (6.7)$$

Další modalitou je **STFT** (short time fourier transform), jedná se o krátkodobou Fourierovu transformaci, která lokalizuje frekvenční složky v čase s konstantním rozlišením, jinými slovy jde o ideální rozložení časové a frekvenční reprezentace. Analyzovaný signál je rozdělen pomocí násobení okénkovou funkcí rozdělen na dostatečně malé úseky, u nichž lze očekávat stacionaritu. [13]

Jinými slovy se signál rozdělí na n oken o délce τ a na každé se aplikuje Fourierova transformace. Okno se v čase postupně posouvá, STFT lze označit za obecně komplexní transformaci a můžeme ji definovat pomocí následujícího vztahu:

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} [x(t) * g(t - \tau)] * e^{-j2\pi f t} dt \quad (6.8)$$

Kde $x(t)$ reprezentuje časové zastoupení signálu, t je čas a τ značí časový posun okna. $g(t)$ je pak okénková funkce. [14]

Po aplikaci STFT na vstupní signál $z(n)$ v prostředí MATLAB je výsledek podobný funkci *spektrogram* a výstupem pak je:

1. matice s komplexními STFT koeficienty a časovými údaji uloženými ve sloupcích a frekvenční v řádcích.
2. vektor frekvencí
3. vektor času

STFT je lineární transformací, jejíž výhodou je především rychlost výpočtu a časově frekvenční rozlišení. Avšak výsledné rozlišení v čase a frekvenci je zatíženo tzv. Heisenbergerovým principem neurčitosti. [14]

6.2.2 Spektrální hustota výkonu

Funkce spektrální hustota výkonu (PSD) vyjadřuje sílu energie jako funkce frekvence. Jinými slovy nám znázorňuje, při jaké frekvenci jsou variace silné a při které jsou slabé. Využívá se v případě, že analyzovaný signál je charakterizován jako náhodný proces. Jednotkou PSD je rozptýl energie na kmitočku a můžeme získat energii v určitém frekvenčním rozsahu integrací PSD v tomto kmitočtovém pásmu.

$$P = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |x(t)|^2 dt \quad (6.9)$$

PSD křivka je vyjádřena pomocí kvadratického průměru pro každou hodnotu odpovídi do jediné nejpravděpodobnější hodnoty. Zároveň je velmi užitečný nástroj pro získání frekvence a amplitudy oscilačních signálů v datech časové řady.

Frekvence je transformace času a při pohledu na změny v kmitočtové oblasti je to jen další způsob, jak se dívat na kolísání dat časové řadě. PSD nám říká, na jaké frekvenci jsou silné variace a které by mohly být velmi užitečné pro další analýzu. Její použití pro bezkontaktní analýzu vitálních parametrů vychází z nahodilosti měřených hodnot díky psychosomatického stavu a náročné detekci přesného bodu zájmu z FFT [15]

7 . POPIS ZVOLENÉ METODY

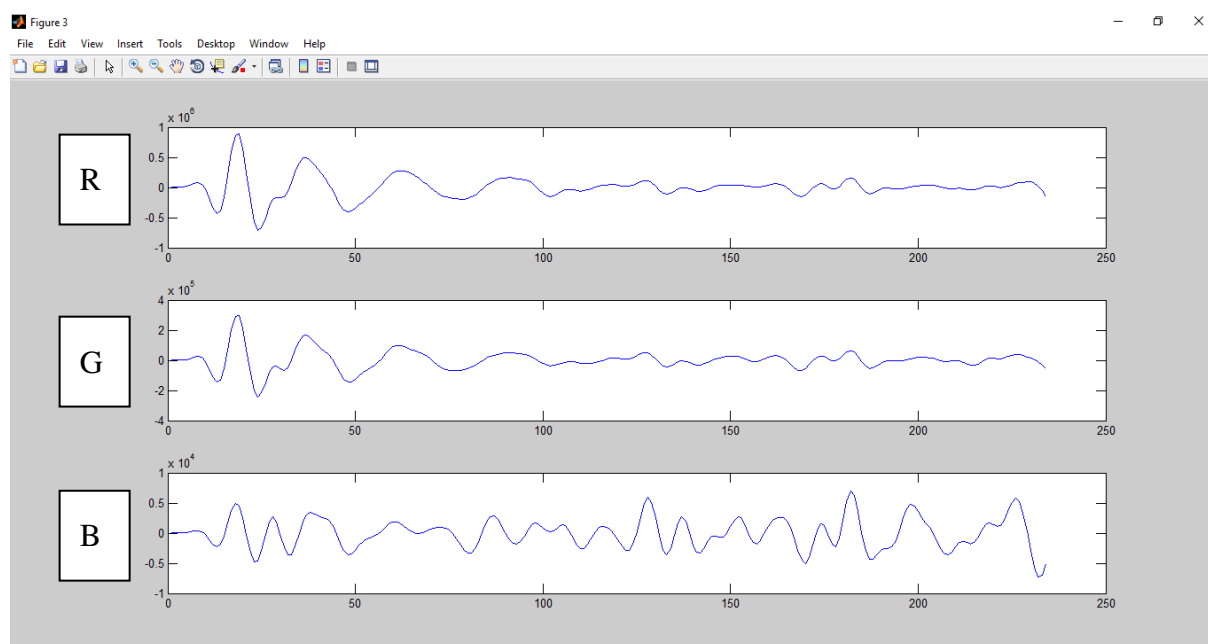
Po získání znalostí z rešerše byla zvolena metoda pro detekci tepové a dechové frekvence. Její postup je popsán v následující kapitole. Na teoretickou část navazuje popis implementace.

7.1 Načtení videa

Dle rešerše je ideální vzorkovací frekvence záznamového média pro detekci vitálních parametrů 12 Hz. Na tento fakt však není v metodě zpracování brán zřetel, protože převzorkování video záznamu bylo příliš časově náročné. Údaje o videozáznamu jsou do programu uloženy během načítání. Délka jednoho vzorku je minimálně 15 s, aby byl obsažen dostatek kardiovaskulárních a dechových cyklů. Delší záznam má vliv pouze na časovou náročnost zpracování.

7.2 Získání PPG signálu

Při následování předepsané metodiky, byla dále použita analýza nezávislých komponent pro získání PPG signálu. V případě odhadu vitálních parametrů z videosekvence se jedná o čtyři složky – zvuková stopa (pro analýzu nepotřebná) a tři barevné kanály, ze kterých sestává každý ze snímků. Na základě rešerše bylo zjištěno, že pro přesnější výsledky je nejadekvátnější využít zelený kanál obrazu. Během testování proto byly ze začátku vykreslovány všechny tři barevné kanály, v zeleném byl vliv fyziologických funkcí nejvíce viditelný a hypotéza na tomto základě potvrzena.



Obrázek 12 Ukázka filtrovaného PPG signálu pro jednotlivé barevné kanály RGB

Dalším podstatným krokem pro relevantní výsledky je správná oblast pro získání analyzovaného signálu. V tomto kroku se vychází opět z řešerše, respektive kapitoly 5.2 a tudíž se využívá čtyřtětěn nad kořenem nosu. Jas získaný z jednotlivých pixelů ROI je následně sečten a výsledná hodnota je pak uložena jako n-tý prvek signálu.

$$signál(i) = \sum_{x=1,y=1}^{r,s} intensity[x,y] \quad (7.1)$$

Kde i je pořadí snímku a x a y jsou souřadnice v daném ROI. Stálost umístění ROI je zajištěna sledováním výrazných rysů.

7.3 Sledování pozice ROI

V případě realizace použité metody se jedná o sledování pozice očí pomocí algoritmu Viola-Jones. Získaná pozice je definována jako obdélník podle vzdálenosti pak následuje vhodný přepočet souřadnic pro ROI. Oblast čela je na základě somatologických znalostí nejprokrvenější část obličeje, tudíž umožňuje získat co největší poměr signál-šum.

7.4 Zpracování signálu

Po získání signálu je aplikován filtr typu pásmová propust. Tento krok je podstatný pro analýzu pouze v oblasti možného výskytu fyziologické hodnoty vitálního parametru. Pro návrh byl použit Butterworthův filtr. Jedná se o procesní filtr s plochou (ve srovnání např. s Chebyshevovým filtrem) frekvenční charakteristikou v oblasti propusti. Právě pro tuto vlastnost je tento typ filtru ideální, nejenže úplně utlumuje frekvence mimo zvolené pásmo propusti, ale frekvence nacházející se v tomto pásmu přenáší se stejnou amplitudou – tudíž nedochází ke zkreslení. V programu byly použity mezní hodnoty (přepočítáno na tehy z minutu) 60 a 230 a to kvůli postupnému útlumu filtru. Na nižších frekvencích se vyskytují vysoké hodnoty šumu a způsobují pak mylné detekce.

$$H(s) = \frac{V_o(s)}{V_i(s)} = \frac{1}{1+2s+2s^2+s^3} \quad (7.2)$$

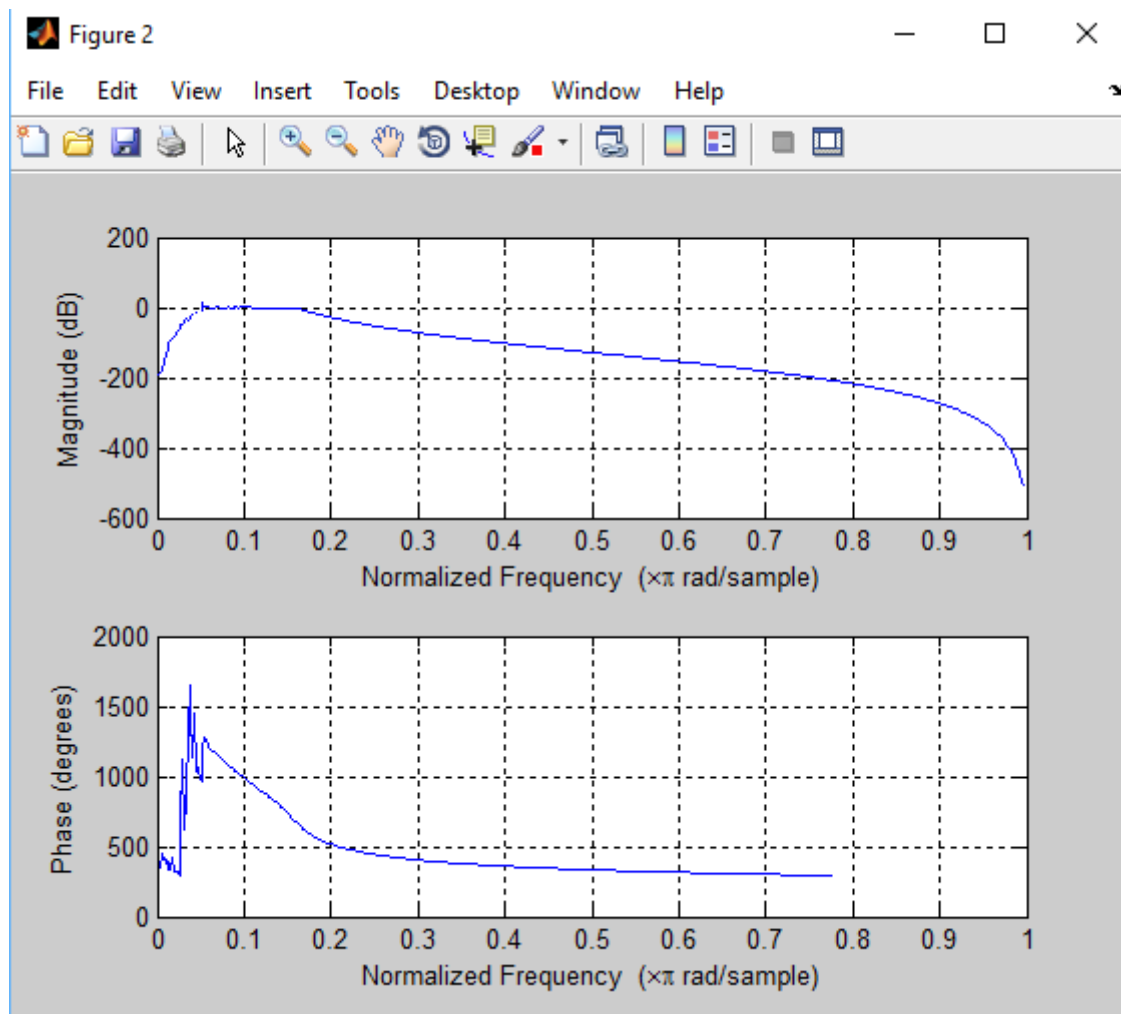
Předchozí rovnice reprezentuje přenosovou funkci pro Butterworthův filtr 3. řádu, kde $s = \sigma + j\omega$, a jedná se o komplexní frekvenci. Amplituda frekvence tohoto filtru odpovídá rovnici:

$$G(\omega) = |H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1+\omega^6}} \quad (7.3)$$

A fáze pak rovnici (7.4):

$$\phi(\omega) = \arg(H(j\omega)) \quad (7.4)$$

V softwarovém použití je tento filtr vhodný pro návrh pozice nul a pólů, získání charakteristiky filtr – vektory a a b . Následně je tak použita filtrace podle navrženého Butherworthova filtru.



Obrázek 13 Amplitudová a frekvenční charakteristika aplikovaného filtru pro $f_s = 20$ Hz

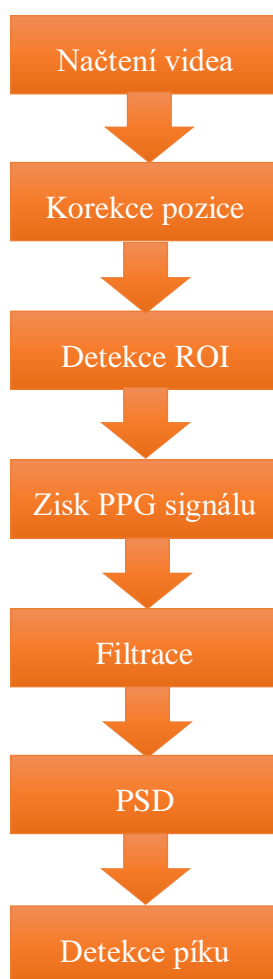
Spektrální analýza takto získaného vyfiltrovaného signálu je poměrně náročná, protože velmi často se jedná o nízký poměr SNR a velké zatížení detekce chybovostí. Použití klasické Fourierovy transformace je nemožné z již zmíněného důvodu, velký výskyt nízkých frekvencí a nastavení filtru sice umožňuje detekci maximálního píku, a tudíž i odhad vitálního parametru, ale v celkovém měřítku je tento odhad nerelevantní, zvláště u lidí s vysokou klidovou frekvencí. Proto byla pro tento krok využita výkonová spektrální hustota. Signál je během zpracování rozdělen na poloviny s překryvem 5 vzorků a aplikována STFT. Výsledné spektrum je graficky zobrazeno v grafickém poli GUI a lze vidět frekvence, respektive tepové frekvence, které se vyskytují v signálu s vyšší energií. Jednotkou PSD je totiž rozptýl energie

na frekvencích. V získaném spektru je pak detekováno maximum a zobrazeno v statickém textu GUI jako průměrná frekvence, ať už dechová nebo tepová.

8 IMPLEMENTACE METODY

Pro realizaci analýzy vitálních parametrů z videosekvence je vytvořena aplikace v programu MATLAB a pro výsledný vzhled aplikace bylo využito grafické prostředí, které umožňuje jak intuitivní ovládání, tak nahrávání dat bez nutnosti přepisu kódu.

8.1 Blokové schéma



Obrázek 14 Blokové schéma realizace zvolené metody

8.2 Načtení signálu

Video uložené ve stejné složce nebo s přidanou cestou k základnímu kódu je načítáno pomocí funkce *VideoReader*. Jedná se objekt, který umožňuje rozdělit videosekvenci na jednotlivé obrazy a obsahuje data o počtu obrazů, délce videa, počet bitů na pixel nebo vzorkovací frekvenci. Pro další manipulaci a využití dat z objektu stačí použít příkaz *read*. Jako ošetření vstupů je použita chybová hláška v případě načtení jiného souboru než *.mp4, *.wmv nebo *.avi. Pro případ načtení otočeného videa proběhlo ošetření úpravou do horizontální roviny pomocí funkce *imrotate* s příslušným úhlem. Bohužel nelze otočit celé video zároveň, proto pak dochází v případě jinak orientovaného videa k otáčení jednotlivých snímků v kroku získávání signálu PPG, což ale proces prodlužuje.

8.3 Korekce pozice očí

Kvůli časové náročnosti a nepřesnosti při požití KLT na tracking ROI, jak již bylo zmíněno, muselo dojít k aplikaci jiné metody automatické detekce a trackingu ROI. Proto je u každého snímku detekována pozice očí a následný přepočtení na oblast zájmu u kořene nosu. Pro lokalizaci očí je nakonec použita knihovna *vision.CascadeObjectDetector*. V některých případech však funkce této knihovny nachází více zájmových lokalit. Proto je nutný vstup uživatele. Při korekci pozice očí z prvního obrazu je však vyloučena správná detekce při pohybu subjektu. Při tomto případě je program nefunkční a zastaví se, jakmile dojde k detekci více zájmových oblastí a zároveň vychýlení obličeje z původní polohy o více než 10 % šířky snímaného záznamu.

8.4 Detekce ROI

Po detekci oblasti očí, která má formu obdélníku dochází k přepočtu ROI nad kořen nosu a mezi obočím v závislosti na vzdálenosti subjektu od snímacího zařízení. Velikost ROI se liší podle typu analyzovaného parametru. Pro TF se obecně používá větší oblast, ve které se na změně intenzity podílí fluktuace krve způsobená činností srdce. U detekce DF využíváme mnohem menší oblast, a to až desetinásobně. Nosný signál má pak pomalejší frekvenci – vychází z fyziologie – a je způsoben respiračními pohyby.

8.5 Zisk PPG signálu

Signál PPG se získává postupně z jednotlivých snímků. Každý snímek je nejdříve upraven do horizontální polohy (pokud je načtené video otočené), dále je rozložen na základní komponenty neboli barevné složky – v MATLABu RGB kanály. Pro zpracování a zisk dat je v tomto případě potřeba pouze zelený kanál, tudíž je uložen do samostatné proměnné a dále se pracuje pouze s ním. Dochází k detekci očí, nalezení ROI a součtu všech hodnot intenzity jasu v této oblasti.

Právě hodnota odpovídající sumě jasu je jeden prvek výsledného PPG signálu, který ve ukládá do vektoru pro další zpracování. Po tomto kroku jsou výstupem tři signály PPG – jeden pro odhad TF, jeden pro odhad DF a jeden referenční.

8.6 Filtrace

Do části zvaná filtrace vstupuje PPG signál daného vitálního parametru. Zvolen byl filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi 60–240 tepů za minutu, což sice neodpovídá fyziologickému rozhraní zdravého člověka, ale při charakteristice filtru plně odstraňuje nízkofrekvenční šum a zajišťuje přesnější detekci, pro tepovou frekvenci a pro dechovou 8–24 dechových cyklů za minutu. [9] Ve zpracování signálu je vždy důležité zohlednit vzorkovací frekvenci analyzovaného signálu, která se pohybuje okolo 20 vzorků za sekundu.

```
order      = 9;
HR_dolniMez = 60;
HR_horniMez = 240;
[b, a] = butter (order, [((HR_dolniMez/60)/samplingFrequency ),
((HR_horniMez / 60) / samplingFrequency )]);
signal     = filter (b,a,RAWSignal);
```

Obrázek 15 Ukázka kódu filtrace pro TF

Pro použití funkce *filter* je nutné získat vstupní parametry. Za tímto účelem byl aplikován Butterworthův filtr se zvoleným řádem 9 pro TF a 3 pro DF. Řád reguluje, jak strmě filtr klesá od hodnot ve zvoleném frekvenčním pásmu k nule, čím vyšší řád však zvolíme, tím více signál zkreslíme. Řád filtru byl zvolen na základě výsledků rešerše.

Vstupem do samotné filtrace pak jsou vektory *a* a *b* získané z Butterworthovy filtrace a signál variací intenzity světla ze zeleného kanálu vstupního videozáznamu (RAWSignal).

8.7 PSD

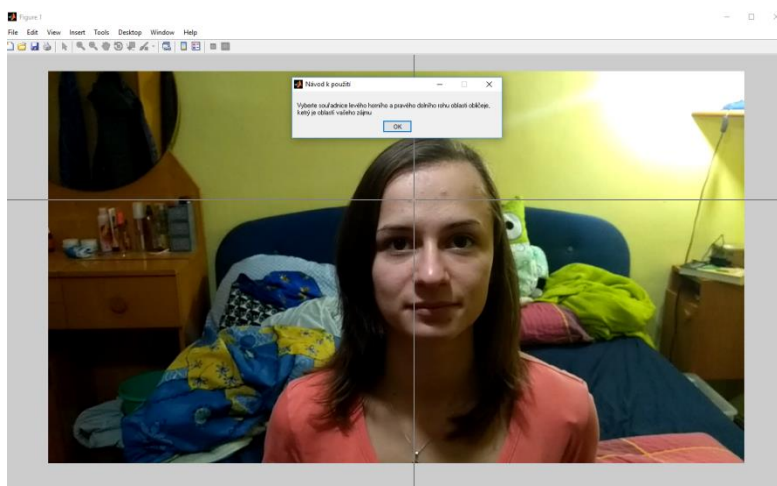
V prostředí MATLAB se jeví jako ideální pro výpočet PSD funkce s názvem *pwelch*, založenou na Welchově periodogramu. Jedná se o vylepšenou verzi Barlettovy metody, kdy se z časové domény získává frekvenční oblast. Metodu shledávám výhodnou pro nízký vliv šumu, za to však s menším frekvenčním rozlišením, což u TF a DF nehraje tak velkou roli, protože se jedná především o odhad a orientační hodnoty.

Používá *m* vzorků překrytí od segmentu k segmentu. *m* musí být kladné celé číslo menší než zvolená délka okna, pokud je okno celé číslo. Zvolené hodnoty jsou *m* = 2 a délka okna je rovna počtu vzorků. Pokud však není *m* definováno nebo je zadáno jako prázdná množina, výchozí počet překrývajících vzorků je 50% délky okna.

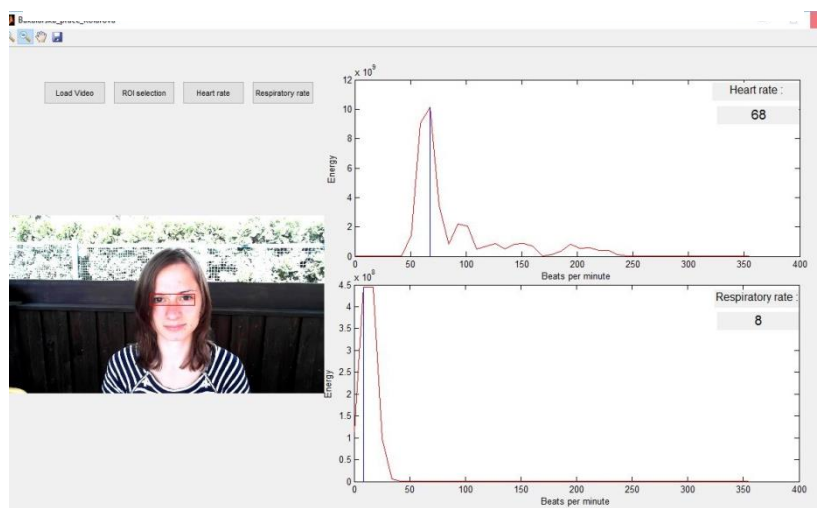
Postup je posouvání okna podle počtu segmentů a překryvu, periodogram se následně vypočítá pomocí diskrétní Fourierovy transformace a umocněním výsledku. Jednotlivé periodogramy se pak zprůměrují, což snižuje rozptyl měření výkonu.

8.8 Detekce píku

Pro určení odhadu vitálních parametrů je nutné stanovit frekvenční hodnotu pulzační složky, která jí odpovídá – předchozí krok a následně detekovat maximální hodnotu ve vyfiltrované oblasti. Proto je pomocí funkce *findpeaks* hledána maximální hodnota a její pozice. Ta je však následně přepočítána na tepovou, respektive dechovou frekvenci, a to násobením 60. Získané hodnoty se zapisují do GUI.



Obrázek 16 Ukázka z DEMO verze programu



Obrázek 17 Ukázka z poslední verze programu

9 PODMÍNKY EXPERIMENTU

Pro získání dat ke zpracování byla použita web kamera LifeCam Studio s rozlišením 1080p HD s vzorkovací frekvencí 20 Hz, mobilní zařízení Xiaomi Redmi 3s Prime a kamera notebooku Sony Vaio. Podmínky akvizice byly voleny pro testování spolehlivosti programu v závislosti na vzdálenosti subjektu od kamery a osvětlení. V příloze je soubor shrnující výsledky testovacích záznamů a referenčních hodnot tepové frekvence. Pro první měření byl referenční měřidlo použit pulsní oxymetr a průměrná tepová frekvence byla vypočítána z postupně odečítaných hodnot. Při druhém kole měření byl jako referenční měřidlo použit tlakoměr BPM Arm 1480 s odchylkou hodnoty $\pm 5\%$.

Jako cíl této práce bylo mimo jiné zjištění vlivu akvizičních podmínek a proto byly data získávány při různém osvětlení – denní, umělé, šero a přímá sluneční záře, různém pozadí – chaotické nebo jednodušné a také při různé vzdálenosti subjektu od kamery – 1 m, 0,5 m a 0,34 m. Tyto podmínky byly zaznamenány do příloženého protokolu.

10 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ

Osvětlení	Vzdálenost[m]	Referenční hodnota TF	Naměřená hodnota	StDev
Denní světlo	0,34	80	81	1
		94	69	-25
		84	73	-11
		72	73	1
Umělé světlo	0,34	79	79	0
		70	70	0
	0,5	85	72	-13
		90	62	-28
		79	69	-10
		70	69	-1
		67	68	1
		70	72	2
		80	71	-9
		70	70	0
		90	91	1
		84	86	2
		86	69	-17
		69	68	1
	1	80	71	-9
		90	54	-36
		90	71	-19
		80	68	-12
Přímé sluneční světlo	0,5	87	62	-15
Šero	0,5	80	72	-8
	1	70	69	-1

Tabulka 1 Souhrn získaných hodnot

Tabulka 1. je shrnutí naměřených a analyzovaných dat a vychází z přiloženého protokolu. Červeně podbarvené hodnoty jsou vyřazeny ze statistického zhodnocení na základě nevhodných akvizičních podmínek (špatné osvětlení, vzdálenost, náklon obličeje, dekorativní kosmetika).

10.1 Párový T-test

Tento typ statistického vyhodnocení se používá pro srovnání dvou skupin dat získaných způsobem

- Před/po měření

- Dva různé typy měření/ přístupy k měření

Máme-li dvě skupiny n vzorků, kde x je hodnota pro jedno měření, y pro druhé. Vypočítá difference d :

$$d_i = x_i - y_i \quad (10.1)$$

Z těchto hodnot se pak vypočítá průměrná odchylka d_{mean} :

$$d_{mean} = \sum_{i=1}^n |d_i| \quad (10.2)$$

Směrodatná odchylka s_d se vypočítá jako absolutní hodnota rozdílu difference od průměrné hodnoty difference a směrodatná chyba $SE(d_{mean})$ je pak vypočítána:

$$SE(d_{mean}) = \frac{s_d}{\sqrt{n}} \quad (10.3)$$

T hodnota této statistiky je dána jako:

$$T = \frac{d}{SE(d_{mean})} \quad (10.4)$$

Výsledná hodnota je pak s $n-1$ stupni volnosti. Pro výpočet p hodnoty je potřeba získat distribuci $t_{(n-1)}$ prvku.

Nulová hypotéza je u tohoto testu vždy dána jako rovnost průměrné odchylky nule. Pro vhodné použití tohoto testu se zjišťuje normální rozložení diferencí. Při nenormálním rozložení je vhodnější aplikovat Wilcoxonův párový test. [28]

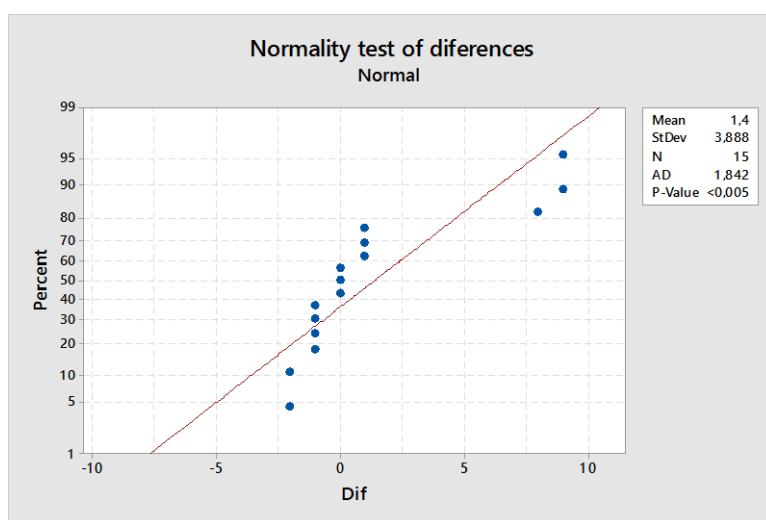
10.2 Wilcoxonův párový test

Jedná se o neparametrickou analogii T-testu v případě nenormálního rozložení diferencí dvou skupin proměnné. Nulová hypotéza je pak, že medián diferencí těchto skupin je roven nule. Rozdíl v postupu je především v tom, že se absolutní hodnoty odchylek řadí od nejmenší po největší a přiřazují se jim pořadí.

Ověří se rovnost součtu záporných a kladných nenulových odchylek nule (hodnotě blízké nule). A jako W^+ se označí součet pořadí kladných diferencí, W^- pak záporných. Testovací kritérium pak odpovídá:

$$W = \min(W^+, W^-) \quad (10.5)$$

Toto kritérium je pak porovnáno s kritickou hodnotou pro Wilcoxonův test (tabulky dostupné na internetu nebo v odborné literatuře). Je-li testovací kritérium menší než kritická hodnota, nulovou hypotézu zamítáme, je-li vyšší, nemůžeme ji zamítnout. Tzn. že hodnoty jednotlivých typů měření se neliší na dané statistické hladině významnosti. [28]



Obrázek 18 Test normálního rozložení odchylek získaných při zpracování získaných dat

Reference	Analyza	Diff	StDev
80	81	-1	0,707
72	73	-1	0,707
79	79	0	0,000
70	70	0	0,000
70	69	1	0,707
67	68	-1	0,707
70	72	-2	1,414
80	71	9	6,364
70	70	0	0,000
90	91	-1	0,707
84	86	-2	1,414
69	68	1	0,707
80	71	9	6,364
80	72	8	5,657
70	69	1	0,707

Tabulka 2 Hodnoty pro statistickou analýzu, odchylka a směrodatná odchylka

Wilcoxon Signed Rank CI: Reference; Analyza

		Estimated	Achieved	Confidence	
	N	Median	Confidence	Lower	Upper
Reference	15	75,0	95,0	70,0	80,0
Analyza	15	72,00	95,0	70,00	78,50

Obrázek 19 Výsledky Wilcoxonova testu

11 DISKUSE

Zásadní problém, který se při této práci objevuje je vysoký poměr signál – šum. Důvodem je především nízká prokrvenost podkoží, a to asi jen 2 % z celkového množství krve. Proto je důležitá správná volba ROI, malé množství se projevuje jen velmi jemně kardiovaskulárními změnami (asi 5%). Tudíž vliv TF na získaný signál je velmi malý, za to vliv pohybu subjektu je obrovský – důležitá je tedy správná metoda na sledování pohybu. [17]

Výběr pouze omezené oblasti pro detekci je obligátní z důvodu, že pokud se použije oblast s menším nebo žádným prokrvením, za předpokladu konstantního osvětlení, přispívá pouze k zastoupení šumu a znehodnocuje tedy správný odhad vitálních parametrů.

Pro odhad vitálních parametrů, resp. tepové a dechové frekvence byl zvolen předem zmíněný postup. Jeden z bodů této práce bylo otestování přesnosti detekce při různých situacích, a proto byli natočeni 4 dobrovolníci ve věku 21 let za různých akvizičních podmínkách. Dále pak starší dobrovolníci.

Protože je poměr signálu a šumu opravdu nízký, není optimální používat klasickou Fourierovu transformaci. Detekovaný signál je totiž zastoupen v mnohonásobně menší menší míře. Při stálém a jednoúrovňovém osvětlení je řešením prahování, například po filtraci odstranění všech složek s amplitudou vyšší než 8, protože PPG signál z kamerového záznamu se vyskytoval zhruba na úrovni amplitudy rovné 2.

Avšak jak bylo již zmíněno, cílem této práce je také zjistit vliv osvětlení, proto je prahování neefektivní. Suma intenzit všech pixelů v ROI se totiž s mírou osvětlení liší, jak je evidentní z rovnice 5.3. Z této rovnice taktéž vyplývá, že je-li osvětlení konstantní, nemělo by mít vliv na výsledný PPG signál, ale při nedostatečném osvětlení nedochází k žádnému odrazu, respektive všechno světlo je absorbováno a při přílišném osvětlení se pak zase ztrácí vliv fyziologických funkcí.

Bylo otestováno i video natočené při přímém slunečním svitu – nejedná se o konstantní osvětlení vlivem atmosférických pohybů – výsledky byly tedy velmi zkreslené a neodpovídaly reálným hodnotám. Také vlasy vyskytující se v ROI měly vliv na výsledky a v několika případech dokonce znemožnily detekci ROI.

U lidí, kteří mají aplikovanou dekorativní kosmetiku, dochází k vyšší míře odrazu již od povrchu, a tudíž méně světla proniká do pokožky a méně světla detekovaného kamerou nese PPG signál. Tím pádem opět dochází k znehodnocení odhadu a nepřesnému výsledku.

Pro vyhodnocení citlivosti výsledků bylo zvoleno i testování vzdálenosti subjektu od kamery. Z rešerše vyplynulo, že ideální distanc je půl metru. Testováno 34 cm, 50 cm a 100 cm. Velikost ROI byla úměrně přizpůsobena této vzdálenosti. Z tohoto faktu vychází, že čím dál od snímacího zařízení se subjekt nachází, tím méně pixelů je do signálu zahrnuto – dochází ke kvantovému šumu, nižšímu frekvenčnímu rozlišení a výsledky mohou být velmi nepřesné. Během měření tedy byla potvrzena hypotéza ideální vzdálenosti 50 cm a blíže.

Během vyhodnocování byly zjištěny obrovské vlivy náklonu hlavy – změna odrazivosti a zároveň zmenšení plochy snímání. Tento negativní vliv byl evidentní i u videí, při kterých došlo k větším pohybovým změnám. Suma jasu pak velmi kolísala.

Jako další vitální parametr byla detekována dechová frekvence, která však není vyhodnocena. Její měření totiž nebylo provedeno přesnou metodou, ale pouze odhadově – počat nádechů během akvizice. Získané hodnoty však odpovídají fyziologickému rozsahu.

12 ZÁVĚR

Bezkontaktní monitorace vitálních parametrů je jednou z rozvíjejících se metod hodnocení stavu fyziologických funkcí. Testování spolehlivosti programu během této bakalářské práce se soustředilo na metodu získanou z rešerší. Součet jasu v ROI separaci signálu nesoucího informace o fyziologických funkcích a následné vyhodnocení. Byl testován vliv akvizičních podmínek a poté vyřazeny vzorky s chybnými výsledky – při neadekvátních podmínkách akvizice. Při ideálních podmínkách docházelo k poměrně přesné detekci – odchylky od referenčních hodnot mohou být dány i nepřesností referenčních hodnot, proto bylo u statistického testu zvoleno kritérium 95%.

Na základě této práce je možné i předpokládat využití bezkontaktního měření a analýzy vitálních parametrů pro zjištění ergonomie práce, vlivu psychosomatických podmínek na chování jedince nebo monitoring stavu nemocného člověka bez nutnosti aplikace elektrod a sond.

SEZNAM LITERATURY

- [1] HOUDAS, Y. a RING, E.F.J. *Human Body Temperature*. 10. NewYork, 1982. ISBN 9781489903471.
- [2] RING, E.F.J. Thermographic Techniques with Liquid Crystals in Medicine. *Recent Advances in Medical Thermology*. New York: Plenum Press, 1984.
- [3] BILLMAN, G. E. Heart Rate Variability: A Historical Perspective. *Front Physiology*. 2011, 86(2). DOI: 10.3389/fphys.2011.00086.
- [4] CLARK-KENNEDY, A.E. *Reverend Stephen Hales on blood pressure* 1929 Stephen Hales, D.D. F.R.S. Cambridge University Press.
- [5] BOOTH, J. *A Short History of Blood Pressure Measurement: Section of the History of Medicine. President F F Cartwright FFARC S*. 1977, (70), 7.
- [6] WUKITSCH, M. W., PETTERSON, M.T., TOBLER, D.R. a POLOGE, J.A. Pulse oximetry: analysis of theory, technology, and practice. *PubMed*. 1988, Oct;4(4) (290-301).
- [7] WIERINGA, F. M. a VAN DER STEEN, A.F. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: a first step toward "SpO2 camera" technology. *PubMed*. 2005, 1034-41(33(8). DOI: 10.1007/s10439-005-5763-2.
- [8] JAMES, C. J a HESSE, C. W. Independent component analysis for biomedical signals. *Physiol. Meas.* 2005, 2005(26 R15), 26.
- [9] KŘIVÁNKOVÁ, M. a HRADOVÁ, M. *Somatologie: učebnice pro střední zdravotnické školy*. Praha: Grada, 2009. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-2988-6.
- [10] HANI, A. F. M., NUGROHO, H., NOOR, N. M., RAHIM, K.F. a BABA, R. A Modified Beer-Lambert Model of Skin Diffuse Reflectance for the Determination of Melanin Pigments. *Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering: 35 of the series IFMBE Proceedings pp* 393-397. 2011, **5**.
- [11] ALLEN, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Epub*. 2007, (Mar;28(3):R1-39). DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [12] HYVÄRINEN, A. a OJA, E. Independent Component Analysis: Algorithms and Applications. *Neural Networks*. Finland, 2000, (13(4-5):411-430), 31. ISSN FIN-02015 HUT.
- [13] PAVEL, J., Skripta k předmětu Signály a systémy
- [14] MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink . MathWorks - Makers of MATLAB and Simulink [online]. Copyright © 1994 [cit. 16.04.2017]. Dostupné z: https://www.mathworks.com/?s_tid=gn_logo

- [15] Signal Processing Stack Exchange. Signal Processing Stack Exchange. Dostupné z: <https://dsp.stackexchange.com/>
- [16] STOICA, P. a MOSES, R. L. *Spectral analysis of signals*. Upper Saddle River, N.J.: Pearson/Prentice Hall, c2005. ISBN 01-311-3956-8.
- [17] KUMAR, M., et al. DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(5): 1565-1588.
- [18] Guyomard, J. a Stortelder R., *Heart rate measurement through PPG: Heartbeat measurement in a wireless headset*. 2015. Delft, 2015, dostupné z <http://repository.tudelft.nl/>
- [19] *MistyBlue Cancer Care Foundation*, Darliston, 2015 Dostupné z: <http://www.mistybluecancercare.org/thermography-for-cancer-detection.html>
- [20] *And my life goes on*, 2015, Dostupné z: <http://andmylifegoeson.blogspot.cz/>
- [21] *KUŽE ČLOVĚKA*. 2010 Dostupné z: http://rysava.websnadno.cz/prirodoveda_5.roc/kuze.htm
- [22] *A CMOS Camera-Based Pulse Oximetry Imaging System - IEEE Xplore Document.. Copyright © Copyright 2017 IEEE . Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1617232/?reload=true>*
- [23] TARASSENKO, L.; VILLARROEL, M.; GAUZZI, A.; JORGE, J.; CLIFTON, D. A.; PUGH, C. *Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and autoregressive models*; University of Oxford, 2014.
- [24] SEMMLOW, J. L. *Biosignal and biomedical image processing: MATLAB-based applications*. London: Taylor, 2004, xviii, 423 p. Signal processing(Marcel Dekker, Inc.), 22. ISBN 08-247-4803-4.
- [25] CHEST Publications. Dostupné z: <http://journal.publications.chestnet.org/pdfaccess.ashx?url=/data/journals/chest/21592/713.pdf>
- [26] SUHR, J. K. *Kanade- Lucas- Tomasi Feature Tracker*, Computer Vision (EEE6503) Fall 2009, Yonsei Univ. Dostupné z: <http://web.yonsei.ac.kr/jksuhr/articles/Kanade-Lucas-Tomasi%20Tracker.pdf>
- [27] LISTER, T., WRIGHT, P. A. a CHAPPELL, P. H. Optical properties of human skin. *Journal of Biomedical Optics*. 2012, 17(9), 0909011- DOI: 10.1117/1.JBO.17.9.090901. ISSN 1083-3668. Dostupné z: <http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.JBO.17.9.090901>
- [28] HAVRÁNEK, T. *Statistika pro biologické a lékařské vědy*. 1. vyd. Praha: Academia, 1993. ISBN 80-200-0080-1.

13SEZNAM PŘÍLOH

A. Protokol o měření

B. Návod k obsluze

C. Program